

Aus der Klinik für Anästhesie und Intensivtherapie

Direktor: Prof. Dr. med. Hinnerk Wulf

des Fachbereichs Medizin der Philipps-Universität Marburg

**Verbesserung der Kanülensichtbarkeit in der
ultraschallgesteuerten Regionalanästhesie**

*- Untersuchungen zur Anwendung von Spatial
Compound Imaging unter Berücksichtigung von
echogenem Kanülendesign*

**Inaugural-Dissertation zur Erlangung des Doktorgrades der
gesamten Humanmedizin**

dem Fachbereich Medizin der Philipps-Universität Marburg

vorgelegt von

Martin Wilhelm Neff

aus Konstanz

Marburg, 2019

Angenommen vom Fachbereich Medizin der Philipps-Universität
Marburg am: 20.01.2020

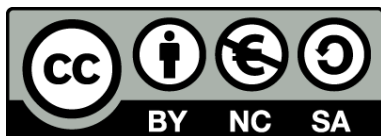
Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereichs Medizin

Dekan: Herr Prof. Dr. H. Schäfer

Referent: Herr PD Dr. med. T. Wiesmann

1. Korreferent: Herr Prof. Dr. C. Görg

Originaldokument gespeichert auf dem Publikationsserver der
Philipps-Universität Marburg
<http://archiv.ub.uni-marburg.de>



Dieses Werk bzw. Inhalt steht unter einer
Creative Commons
Namensnennung
Keine kommerzielle Nutzung
Weitergabe unter gleichen Bedingungen
3.0 Deutschland Lizenz.

Die vollständige Lizenz finden Sie unter:
<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/3.0/de/>

Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis	1
1. Abkürzungs-, Abbildungs- und Tabellenverzeichnis	4
1.1 Abbildungs- und Tabellenverzeichnis	4
1.2 Abbildungsnachweis	5
1.3 Abkürzungsverzeichnis	6
2. Einleitung	7
2.1 Historie der Regionalanästhesie	7
2.2 Vor- und Nachteile der ultraschallgesteuerten Regionalanästhesie	11
2.3 Technische und physikalische Grundlagen des Ultraschalls	17
2.3.1 Ultraschall in der Medizin	17
2.3.2 Artefakte	22
2.3.3 Spatial Compound Imaging und andere Bildoptimierungsprogramme.....	29
2.3.4 Darstellung von Kanülen für die Regionalanästhesie	37

2.4	Verfügbare Kanülen für die einzeitige, periphere Regionalanästhesie	53
2.5	Modelle für die Anwendung von ultraschallgesteuerter Regionalanästhesie	55
2.6	Aktuelle Studienlage	57
2.7	Fragestellung	63
3.	Material und Methoden	65
3.1	Präparation und Nutzung der Leichen	65
3.2	Verwendete Kanülen	66
3.3	Ultraschallgerät und Einstellungen	68
3.4	Erstellung der Videoaufnahmen.....	71
3.5	Bearbeitung der Videoaufnahmen	72
3.6	Systematische Evaluation der Videoaufnahmen.....	74
3.7	Statistische Auswertung	76
4.	Ergebnisse	78
4.1	Durchführung der Versuche	78
4.2	Sichtbarkeit in Abhängigkeit vom Kanülentyp	78
4.3	Sichtbarkeit in Abhängigkeit vom Einstichwinkel	82

4.4 Einfluss von Spatial Compound Imaging auf Nadelsichtbarkeit und Gewebedarstellung	88
5. Diskussion.....	91
5.1 Ergebnisse.....	91
5.2 Einordnung der Ergebnisse in Bezug zur Literatur	92
5.3 Limitationen	111
5.4 Ausblick	122
6. Zusammenfassung	125
6.1. Summary	128
7. Literaturverzeichnis	130
8. Verzeichnis der akademischen Lehrer	146
9. Danksagung.....	147

1. Abkürzungs-, Abbildungs- und Tabellenverzeichnis

1.1 Abbildungs- und Tabellenverzeichnis

Tabelle 1 - Bewertungskriterien und -skala für Nadeln	75
Tabelle 2 - Bewertungskriterien und -skala für Artefakte	75
Tabelle 3 - Sichtbarkeit in Abhängigkeit vom Einstichwinkel.....	83

Abbildung 1 - Grundprinzip der Bildentstehung im Ultraschall ...	19
Abbildung 2 - Entstehung von Reverberationen.....	25
Abbildung 3 - Ultraschallbild von Reverberationen	26
Abbildung 4 - Spatial Compound Imaging.....	32
Abbildung 5 - Speckle-Verringerung durch Compound Imaging	34
Abbildung 6 - Quer- und Längsachse	38
Abbildung 7 - Reflektoren an der Nadel	42
Abbildung 8 - Ultraschallbild echogener und konventioneller Kanüle.....	43
Abbildung 9 - Veränderung der Sichtbarkeit einer konventionellen Kanüle in Abhängigkeit vom Einstichwinkel	47

Abbildung 10 - Fotografie konventioneller und echogener Kanüle	68
Abbildung 11 - Vergleich der Sichtbarkeit von Kanülenschaft und -spitze	81
Abbildung 12 - Kanülenschaft konventionell	84
Abbildung 13 - Kanülenschaft echogen	85
Abbildung 14 - Kanülenpitze konventionell	86
Abbildung 15 - Kanülenpitze echogen.....	87
Abbildung 16 - Qualität der Gewebestruktur	89
Abbildung 17 - Speckle Artefakte.....	90

1.2 Abbildungsnachweis

Die **Abbildung 10** (Fotografie konventioneller und echogener Nadel) ist eine Adaptierung zweier durch Frau Dipl.-Betriebswirtin Christine Ehrhardt, Produktmanagerin bei Pajunk (Pajunk, Geisingen) freundlich zur Verfügung gestellten Abbildungen.

1.3 Abkürzungsverzeichnis

A-Mode	Amplitude mode
B-Mode	Brightness modulation
G	Gauge
m/s	Meter pro Sekunde
MHz	Megahertz
Mm	Millimeter
NA	Needle artifact
PONV	Post-operative nausea and vomiting
SCI	Spatial Compound Imaging
SpA	Speckle artifact
TAP-Block	Transversus-abdominis Block
THI	Tissue Harmonic Imaging
TS	Tissue structure
US	Ultraschall
VS	Visibility shaft
VT	Visibility tip

2. Einleitung

2.1 Historie der Regionalanästhesie

Die Entdeckung der betäubenden Wirkung von Kokainlösungen am Auge durch Carl Koller im Jahr 1884 markierte den Beginn der Regionalanästhesie. Innerhalb kurzer Zeit wurden weitere Anwendungsgebiete erschlossen; so wurden noch vor der Jahrhundertwende die Leitungsanästhesie (Van Aken and Niesel 2010), der Oberst-Block (Van Aken and Niesel 2010), die Infiltrationsanästhesie (Van Aken and Niesel 2010) sowie die Spinalanästhesie (Van Aken and Niesel 2010) beschrieben. Die ersten Plexusanästhesien wurden bereits 1901 landmarkenorientiert durch Cathelin (Van Aken and Niesel 2010), die erste totale intravenöse Anästhesie 1908 durch Bier ((Van Aken and Niesel 2010) durchgeführt.

Zur sichereren und zuverlässigeren Anwendung peripherer Leitungsanästhesie fehlte zunächst noch eine bildgebende oder funktionelle Diagnostik um eine korrekte, nervennahe Kanülenposition zu verifizieren. 1912 beschrieb Georg Perthes die Möglichkeit einer elektrischen Stimulation des Zielnervs

mittels Annäherung einer elektrisch leitenden Nadel (Van Aken and Niesel 2010). Nachdem dieses Vorgehen zwischenzeitlich aus dem klinischen Alltag verschwunden war, ist die Methode seit den 70er und 80er Jahren des vergangenen Jahrhunderts weltweit zum ersten apparativen Standardverfahren zur Nervenlokalisation der Regionalanästhesie geworden (Neal and Wedel 2010; Van Aken and Niesel 2010). Ein anderes nicht-apparatives Verfahren zum Auffinden der Nerven war eine durch direkten Kontakt der Nadel mit dem Nerv ausgelöste Parästhesie; lange Zeit galt diesbezüglich die Regel „No paraesthesia, no anaesthesia (Moore 1997)“. Auch ein Verlust des Gewebewiderstandes nach Penetration einer den Nerv überdeckenden Faszie (in der englischsprachigen Literatur als „fascial click“ bezeichnet) ist eine Methode zur Orientierung im Körper. Die beiden letztgenannten Verfahren finden in der modernen Regionalanästhesie nur noch selten Anwendung.

Daneben besteht die Möglichkeit, Nerven mit Hilfe von Ultraschall im Gewebe darzustellen, und dabei die Platzierung der Nadel sowie die Verteilung des Lokalanästhetikums in Echtzeit zu beobachten.

Der erste Gebrauch von Ultraschall in Verbindung mit Regionalanästhesie wurde 1978 beschrieben (la Grange, Foster,

and Pretorius 1978). Es wurde ein Ultraschallkopf mit Dopplerfunktion verwendet, um die Arteria subclavia darzustellen. Da sich der Plexus brachialis in einem relativ konstanten Lageverhältnis zur A. subclavia befindet, konnten hierdurch die Nerven einfacher aufgesucht, sowie eine intravasale Punktion bei der supraklavikulären Plexusblockade vermieden werden (la Grange, Foster, and Pretorius 1978).

Die erste direkte Ultraschalldarstellung von Nerven des Plexus brachialis und Injektion „unter Sicht“ wurde von Ting und Sivagnanaratnam im Jahr 1989 beschrieben (Ting and Sivagnanaratnam 1989). Dabei wurde nach dem Einstich der Injektionskanüle deren Position durch Anfertigung statischer Bilder sichtbar gemacht, ebenso wie die Verteilung des Lokalanästhetikums nach Injektion (Ting and Sivagnanaratnam 1989).

Die erste Beschreibung des Gebrauchs von Echtzeitultraschall zum Auffinden der nervalen Zielstrukturen, des visuell kontrollierten Nadelvorschubs und der Beurteilung der Lokalanästhetika-Ausbreitung datiert auf das Jahr 1994 (Kapral, et al. 1994). Das Verfahren findet seit Anfang der 2000er Jahre zunehmende Verbreitung in der Klinik und ist gegenwärtig in der westlichen Hemisphäre zum Standardverfahren zur Nervenlokalisation bei peripheren Nervenblockaden avanciert.

Vorhandene Studien zeigen (bezogen jeweils auf spezifische Nervenblockaden) einen geringeren Grad an Schmerzen während der Prozedur (Bloc, et al. 2010), einen schnelleren Anästhesiebeginn (Neal, et al. 2010), eine Reduktion der verwendeten Lokalanästhetikamengen (Neal, et al. 2010) und weniger Gefäßpunktionen im Vergleich zur konventionellen Nervenstimulationstechnik (Neal, et al. 2010). Eine Reduktion von Nervenschäden (durch Vermeidung von akzidentellen Nervenperforationen) konnte bisher nicht belegt werden (Neal, et al. 2010), was mit der ohnehin sehr geringen Inzidenz dieser Komplikation auch bei alternativen Verfahren zu erklären ist (Neal and Wedel 2010).

Seit wenigen Jahren beschäftigt sich die Forschung auch mit der Anwendung von Ultraschall bei neuraxialen regionalanästhesiologischen und schmerztherapeutischen Interventionen (Schnabel, et al. 2012; Marhofer, et al. 2010b; Neal, et al. 2010). Auf dieses spezielle Thema wird in der vorliegenden Arbeit nicht weiter eingegangen.

2.2 Vor- und Nachteile der ultraschallgesteuerten

Regionalanästhesie

Die ultraschallgesteuerte Regionalanästhesie hat grundsätzlich denselben Anwendungsbereich wie die Regionalanästhesie mit Nervenstimulation, welche auch als „Goldstandard“ (Abrahams, et al. 2009) der vergangenen 20 Jahre bezeichnet wurde. Dazu gehören sowohl die einmalige (sogenannte „single-shot“-Verfahren) als auch die länger andauernde („Schmerzkatheter“) periphere Nervenblockade zur Reduktion oder totalen Ausschaltung von Schmerzen, die durch Operationen entstehen. Gegenüber der Allgemeinanästhesie haben die peripheren regionalen Verfahren den Vorteil, auch bei Patienten anwendbar zu sein, bei denen eine kardiorespiratorische Insuffizienz vorliegt, die nicht nüchtern sind, einen „schwierigen Atemweg“ bei geplanter Intubation aufweisen oder unter vorbekannter ausgeprägter postoperativer Übelkeit und Erbrechen (PONV) leiden. Ein anderer Nutzen der peripheren Regionalanästhesie ist die Möglichkeit der Reduktion der postoperativen Opioidgabe (Richman, et al. 2006; Ilfeld 2011), wodurch weniger opioidbedingte Nebenwirkungen auftreten. Im Vergleich mit

neuraxialen Verfahren zeigen sich eine bessere Verträglichkeit der peripheren Blockade bei kardiorespiratorisch eingeschränkten Patienten sowie weniger strenge Kontraindikation bei Beeinträchtigung der Gerinnung. Weitere Erkrankungen wie z.B. chronischer Schluckauf, starke Vasokonstriktion sowie Vasospasmen, chronische Schmerzen wie das komplex-regionale Schmerzsyndrom, Phantomschmerzen, Trigeminusneuralgie, Tumorschmerzen oder durch Trauma entstandene starke Schmerzen können unter anderem durch Regionalanästhesie-Techniken behandelt oder diagnostiziert werden (Ilfeld 2011).

Die Anwendung des Ultraschalls hat im Vergleich mit der Nervenstimulation mehrere Vorteile, die sich in zwei Kategorien einteilen lassen:

Erstens lassen sich Verbesserungen bei der Durchführung der Blockade erzielen. So können sowohl die Menge des verwendeten Lokalanästhetikums verringert (Nowakowski, et al. 2013; Marhofer, et al. 1998; Neal and Wedel 2010; Tran, et al. 2008), als auch Dauer der Durchführung (Walker, et al. 2009; Marhofer, et al. 2010a; Abrahams, et al. 2009) verkürzt werden. Einige Studien zeigen eine verbesserte Qualität der Nervenblockade unter Ultraschallanwendung (Li, et al. 2019;

Walker, et al. 2009; Marhofer, et al. 1998; Williams, et al. 2003). Zudem ist die Häufigkeit des Auftretens systemischer Toxizität von Lokalanästhetika vermindert (Barrington and Kluger 2013) und die Dauer der Nervenblockade verlängert (Marhofer, et al. 2010a; Abrahams, et al. 2009). Auch gibt es Hinweise auf eine geringere subjektive Beeinträchtigung des Patienten durch die Anästhesie im Vergleich zur Nervenstimulation (Danelli, et al. 2009; Bloc, et al. 2010). In einer klinischen Studie wurden darüber hinaus geringere Spiegel systemischer Entzündungsfaktoren nach ultraschallgesteuerter Anästhesie nachgewiesen (Li, et al. 2019). Bei speziellen Blockaden kann durch den Einsatz des Ultraschalls die Rate an Komplikationen deutlich gesenkt werden. Beispiele sind die Senkung der Häufigkeit des Pneumothorax bei der supraklavikulären Blockade des Plexus brachialis (Kapral, et al. 1994) oder die Durchführung des Transversus-abdominis-Blocks (TAP-Block) mit erheblich niedrigerer Versagens- und Komplikationsrate (Meier and Feigl 2013). Die Inzidenz von Phrenikuspareisen bei interskalenären Blockaden kann durch die Dosisreduktion des Lokalanästhetikums bei Verwendung von Ultraschallverfahren um ca. 50% gesenkt werden (Riazi, et al. 2008). Darüber hinaus ist die ultraschallgestützte Methode von den elektrischen Leitungsverhältnissen im Nerv und seiner

Umgebung unabhängig. Die Grundannahme der elektrischen Nervenstimulation suggeriert, dass bei Unterschreiten einer bestimmten applizierten Strommenge (z.B. 0,5 mA bei 0,1 ms Impulsbreite) eine vorhandene Reizantwort die unmittelbare nervennahe Lage der stimulierten Kanüle (als Kathode) beweist (Wiesmann, et al. 2014a).

Zweitens kann mit Hilfe des Ultraschalls unter Bedingungen gearbeitet werden, unter denen die Nervenstimulation nur eingeschränkt anwendbar oder gar nicht möglich ist. Beispiele hierfür sind periphere Polyneuropathie, da hier die spezifische Kennmuskelreaktion abgeschwächt oder ausgefallen sein kann (Rahimzadeh and Faiz 2013) sowie der Zustand nach Amputation oder schwerer Extremitätenverletzung (hier kann der für die Reaktion anvisierte Muskel Teil des Amputats sein oder eine Muskelreaktion bei vorhandener Fraktur starke Schmerzen auslösen) (Plunkett, et al. 2006). Auch bei Patienten mit höhergradiger Adipositas und konsekutiv veränderter Anatomie kann die Anästhesie mit Hilfe von Ultraschall einfacher durchgeführt werden (Kilicaslan, et al. 2014). Bei Multiinjektionstechniken wird aufgrund der veränderten Nervenleiteigenschaften nach erfolgter Injektion von

Lokalanästhetika ebenfalls die Ultraschallsteuerung empfohlen (Steinfeldt, et al. 2015).

Mögliche Beschränkungen bei der Verwendung des Ultraschalls ergeben sich, wenn die Zielnerven durch eingeschränkte Bildgebung nicht optimal dargestellt werden können. Dies spielt vor allem bei Blockaden der unteren Extremität eine Rolle, wenn die relevanten anatomischen Strukturen in der Tiefe des Gewebes liegen und nicht sicher identifizierbar sind (Wadhwa, et al. 2011). Schwierigkeiten können (abhängig von der Zielregion) bei starkem Übergewicht (Sites, et al. 2010b; Rahimzadeh and Faiz 2013), sehr kleinen Zielnerven (Sites, et al. 2010b), massiven Ödemen oder subkutanem Emphysem (Saranteas, et al. 2008) auftreten. Die Qualität der Ultraschallanwendung ist - wie in anderen Anwendungsbereichen dieses Bildgebungsverfahrens - von der Erfahrung des Untersuchers abhängig (Sites, et al. 2010a; Sites, et al. 2004; Walker, et al. 2009; Nowakowski, et al. 2013).

Die Besonderheiten der ultraschallgesteuerten Regionalanästhesie gehen auf die Möglichkeit zurück, die Position der Nadel im Verhältnis zu den aufgesuchten Zielstrukturen exakt zu bestimmen. Damit kommt der Nadelsichtbarkeit eine herausragende Bedeutung zu (van

Geffen, et al. 2008; Kilicaslan, et al. 2013; Hebard and Hocking 2011; Hebard, Hocking, and Murray 2011; Guo, et al. 2012; Reusz, et al. 2014; Gray 2006; Schafhalter-Zoppoth, McCulloch, and Gray 2004; Maecken, Zenz, and Grau 2007; Sites, et al. 2007; Speer, McLennan, and Nixon 2013). Es ist daher eine wichtige Aufgabe, Faktoren, welche die Sichtbarkeit beeinflussen, methodisch zu untersuchen.

2.3 Technische und physikalische Grundlagen des Ultraschalls

2.3.1 Ultraschall in der Medizin

Ultraschall für die medizinische Anwendung entsteht durch kurzzeitiges Anlegen einer Wechselspannung an piezoelektrische Keramik, die daraufhin eine Serie von Ultraschallwellen aussendet. Dieselbe Keramik dient als Empfänger des reflektierten Teils der Ultraschallwellen und wandelt diese wieder in elektrische Spannung um (Impuls-Echo Verfahren). Diese Spannung kann auf dem Ultraschallmonitor intensitätsabhängig als Amplitude (A-Mode) oder in Graustufen (B-Mode) dargestellt werden. Durch parallele Anordnung der Keramikbauteile entsteht dann das bekannte US-B-Mode Bild. Der gesamte Vorgang geschieht im Falle eines Echtzeit-Scanners mit mehr als 20 Wiederholungen in der Sekunde (Schmidt, Becker, and Beuscher-Willems 2008). Für medizinische Zwecke werden am häufigsten Frequenzen von ca. 2,5-15 MHz verwendet (Delorme, Debus, and Jenderka 2012). Niedrige Frequenzen ermöglichen eine bessere Durchdringung des Gewebes, was sich in einer Darstellbarkeit von tiefgelegenen

Strukturen (>5 cm Tiefe) widerspiegelt. Hohe Frequenzen bieten hingegen eine überlegene Auflösung in Längsrichtung der Schallwelle (axiale Auflösung). In der Regionalanästhesie werden überwiegend Linearschallköpfe verwendet (da meist oberflächennahe Blockaden durchgeführt werden). Bei diesen sind die piezoelektrischen Elemente in einer Linie nebeneinander angeordnet. Eine solche Bauweise ermöglicht eine gute Auflösung in der Nähe zum Schallkopf. Dies und die hohen verwendeten Schallfrequenzen sorgen dafür, dass oberflächlich gelegene Nerven und Begleitstrukturen deutlich sichtbar gemacht werden.

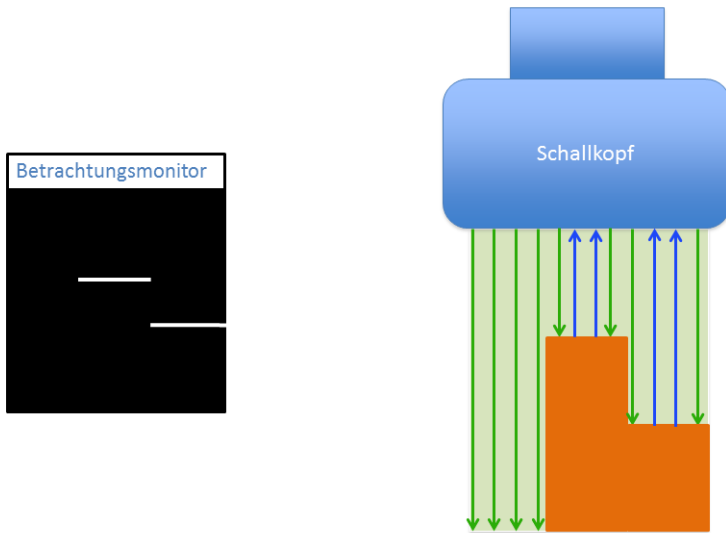


Abbildung 1 - Grundprinzip der Bildentstehung im Ultraschall

Vom Schallkopf ausgesendete Wellen (grüne Pfeile) treffen in einem Medium (hellgrün) auf einen Gegenstand mit höherem akustischen Widerstand (orange) was zur Reflexion führt (blaue Pfeile). Die reflektierten Anteile werden durch den Schallkopf detektiert. Hierdurch entsteht im B-Mode auf dem Monitor ein zweidimensionales Bild.

Bei der Durchdringung des Gewebes werden die Ultraschallwellen durch physikalische Phänomene wie Reflexion, Streuung, Brechung und Absorption verändert. Diese sind einerseits wichtiger Teil des Grundprinzips der

Ultraschalldiagnostik, können aber andererseits zu unerwünschten Artefakten führen (s. Kapitel 1.3.2).

Reflexion tritt an Grenzflächen zweier Gewebe mit unterschiedlichem Schallwiderstand (Impedanz) auf. Dort wird ein Teil der Wellen zum Ursprungsort reflektiert (welcher dann vom Schallkopf empfangen wird), der andere Teil wird weiter in die Tiefe transmittiert. Dabei erfährt der transmittierte Teil eine **Brechung**, d.h. die Schallwellen ändern ihre Richtung. Je höher der Impedanzunterschied ist, desto höher ist der reflektierte Anteil. Bei sehr starker Reflexion tritt hinter der Grenzfläche Verschattung auf. Für die Regionalanästhesie ist die Unterscheidung zwischen diffuser und spiegelnder Reflexion von Bedeutung. Die meisten parenchymatösen Organe im Körper (z.B. Leber, Nieren) stellen diffuse Reflektoren dar, welche Schallwellen gleichmäßig in verschiedene Richtungen streuen und dadurch auf dem Bild homogen erscheinen (Lin, et al. 2002). Muskeln und Sehnen jedoch (ebenso wie eingebrachte Kanülen) stellen spiegelnde Reflektoren dar. Dazu schreiben Lin et al.: „Wenn diese Art von Reflektor beschallt wird, ist die Amplitude des Widerhalls in hohem Maße vom Einfallswinkel abhängig. Die größte Amplitude wird erreicht, wenn sich der Ultraschallstrahl im rechten Winkel zu diesem Reflektor befindet.“ (Übersetzung aus

dem Englischen) (Lin, et al. 2002). Dies bedingt, dass spiegelnde Reflektoren wie Regionalanästhesienadeln mit sinkendem Winkel zur Schallausbreitung schlechter sichtbar werden, da weniger Schall zur Sonde zurückreflektiert wird. Um diesen Effekt teilweise zu kompensieren, können spezielle Ultraschallprogramme wie Spatial Compound Imaging (SCI) (s. Kapitel 1.3.3) oder „ultraschalloptimierte“ Nadeln verwendet werden (s. Kapitel 1.4).

Streuung bezeichnet die „vielfache ungerichtete Reflexion“ (Schmidt, Becker, and Beuscher-Willems 2008) in verschiedene Richtungen (auch zum Schallkopf zurück), die maßgeblich für das sonografische Erscheinungsbild einer Struktur verantwortlich ist. Das Ausmaß und die Richtung der Streuung sind von Oberflächenbeschaffenheit sowie Größe des von der Welle getroffenen Objektes abhängig.

Die Umwandlung der Bewegungsenergie einer Schallwelle in Wärme wird **Absorption** genannt. Dabei wird die Schallwelle abhängig von der Dichte eines Gewebes in ihrer Amplitude abgeschwächt. Das Ausmaß der Absorption wird von der Frequenz bestimmt. Bei hohen Frequenzen werden die Schallwellen schon nach kurzer Strecke im Gewebe so stark

abgeschwächt, dass keine Reflexion aus tiefen Schichten zum Schallkopf zurück gelangt.

2.3.2 Artefakte

Als Artefakte werden im Ultraschall Fehler in der Darstellung der im Schallkegel liegenden Strukturen bezeichnet. Dies beinhaltet die unvollständige und verzerrte Abbildung von realen Strukturen, sowie das Weglassen oder Hinzufügen von Bildinformationen (Sites, et al. 2010a; Van Aken and Niesel 2010). Artefakte entstehen durch physikalische Phänomene oder mangelhafte Datenverarbeitung. Für die Regionalanästhesie spielen vor allem Verschattung, Reverberation, Speckle- und Bayonett-Artefakt eine wichtige Rolle.

Verschattung tritt bei starker Reflexion der Schallwelle an der Grenzfläche von zwei Geweben mit großem Impedanzunterschied auf. Dies kommt z.B. an Knochen und Konkrementen, aber auch bei einliegendem Fremdmaterial wie Nadeln oder Kathetern vor. Distal der Grenzfläche reicht die Energie der Schallwellen nicht mehr aus, um aus tieferen Gewebeschichten an die Sonde reflektiert zu werden. Daher

können diese nicht mehr diagnostisch beurteilt werden. Dies ist der Grund, warum teilweise nur die proximale Wand der Kanüle im Ultraschallbild zu sehen ist, was eine realistische Einschätzung der Kanülengröße in Relation zum umgebenden Gewebe erschwert (Reusz, et al. 2014). Außerdem können wichtige Strukturen wie Gefäße durch Knochen verschattet werden, was die Gefahr einer Punktion erhöht (Sites, et al. 2010a). Durch SCI kann der Grad an Verschattung reduziert werden, z.B. hinter rundlichen Strukturen wie Konkrementen (s. Kapitel 1.3.3).

Treffen Schallwellen auf eine Nadel im Gewebe, werden sie zum größten Teil von der proximalen Wand reflektiert. Ein kleiner Teil jedoch gelangt durch das Lumen bis zur distalen Wand, von wo ein weiteres Echo reflektiert wird. Diese beiden Echos repräsentieren die tatsächlichen Dimensionen der Nadel. Allerdings finden weitere Reflexionen des Schalls innerhalb der Nadel statt, die zum Teil im Lumen zwischen der proximalen und distalen Wand wiederhallen und zum Teil nach drei oder mehr Reflexionen zum Schallkopf zurückreflektiert werden (**s. Abb. 2**). Diese reflektierten Anteile verursachen Trugbilder auf dem Monitor, die sogenannten **Reverberationen**. Sie werden als mehrere, parallele, im selben Abstand untereinander gelegene,

virtuelle Nadeln dargestellt. Da die verursachenden Schallwellen eine größere Distanz zurücklegen als die Wellen, welche die echte Nadel abbilden, werden sie vom Schallkopf erst später erfasst. Dies führt zu einer Interpretation des Signals als tiefergelegene Struktur, weswegen Reverberationen immer unterhalb der echten Nadel sichtbar sind (s. **Abb. 3**). Reverberationen können die Bildbeurteilung erschweren (Reusz, et al. 2014), bei niedrigem Einstichwinkel, d.h. hohem Winkel zur Schallausbreitung sind Reverberationen am stärksten zu beobachten (Sites, et al. 2010a). Durch die Verwendung bestimmter echogener Nadeln kann bei niedrigeren Einstichwinkeln das Auftreten von Reverberationen verringert werden, da die Reflexionseigenschaften verändert werden (s. Kapitel 1.3.4).

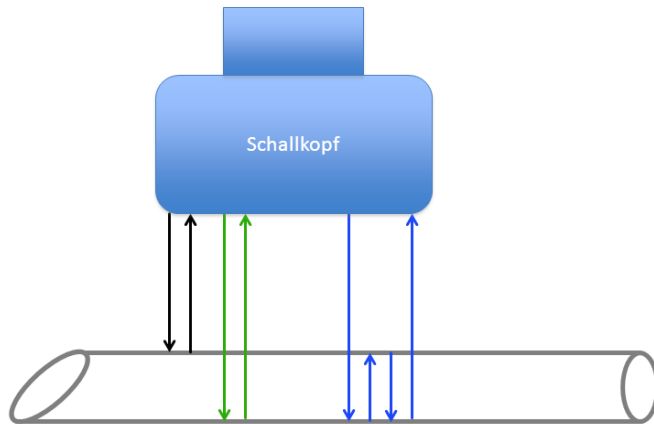


Abbildung 2 - Entstehung von Reverberationen

Die durch schwarze (proximale Wand) und grüne (distale Wand) Pfeile repräsentierten Schallwellen bilden die reale Nadel ab. Die mit blauen Pfeilen dargestellten Schallwellen führen zur Darstellung von virtuellen Nadeln.

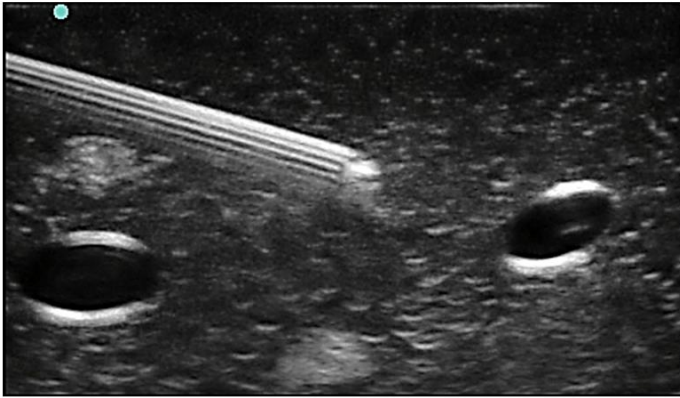


Abbildung 3 - Ultraschallbild von Reverberationen

Abbildung einer konventionellen Nadel im Gelphantom bei niedrigem Einstichwinkel. Die ersten beiden hellen Linien stellen die proximale und distale Wand der Nadel dar, darauf folgen mehrere Reverberationen.

Ein bei allen B-Mode Anwendungen auftretendes Phänomen sind **Speckle**-Artefakte. Sie sind die Folge von Streuung durch Objekte, die sich unterhalb der Auflösungsgrenze befinden (z.B. Erythrozyten). Mehrere durch solche Streuungen entstandene Schallwellen können durch konstruktive Interferenz als sogenanntes „Speckle“ sichtbar werden. Dies entspricht dem typischen feingranulärem Muster aus weißen Flecken, welches auf allen Ultraschallbildern sichtbar ist. Speckle-Artefakte reduzieren Auflösung, Kontrast und das Signal-Rausch-Verhältnis, worunter die Beurteilbarkeit des Ultraschallbildes leidet. Es existieren verschiedene Algorithmen, um das Ausmaß an Speckle im Ultraschallgerät rechnerisch zu reduzieren. Das Auftreten von Speckle ist für einen Bildausschnitt bei konstanten Schallbedingungen gleich und verändert sich mit dem Schallwinkel. Diese Tatsache macht man sich bei der Verwendung von SCI zunutze (s. Kapitel 1.3.3), welches Speckle-Artefakte reduzieren kann (**s. Abb. 5**).

Für die Regionalanästhesie ist außerdem das **Bayonett**-Artefakt von Belang, welches eine besondere Ausprägung des Laufzeit-Artefakts ist. Dieses entsteht dadurch, dass ein Ultraschallgerät die Geschwindigkeit des Schalls im Gewebe uniform mit 1540 m/s berechnet (Sites, et al. 2010a; Gray and Schafhalter-Zoppoth

2005). In der Realität weicht die Schallgeschwindigkeit in Geweben wie Knorpel oder Fett davon ab, wodurch Messfehler entstehen. Objekte werden dann entweder näher (wenn sie hinter einem Gewebe mit schneller Schalleitung zu liegen kommen, wie z.B. großen Gefäßen) oder weiter entfernt (z.B. hinter Fettgewebe, das Schall relativ langsam leitet) angezeigt, als es ihrer tatsächlichen Position entspricht. Wenn sich ein Teil einer Nadel nun hinter (d.h. schallkopffern) einem solchen Gewebeabschnitt befindet, imponiert dieser Bereich unter Umständen bayonettförmig verbogen. Dies kann die korrekte Platzierung der Nadel erschweren (Gray and Schafhalter-Zoppoth 2005), vor allem in der Längsachse (Maecken, Zenz, and Grau 2007).

2.3.3 Spatial Compound Imaging und andere Bildoptimierungsprogramme

Spatial Compound Imaging (SCI) ist ein auf manchen Ultraschallgeräten zuschaltbares Programm, welches die Qualität eines Ultraschallbildes verbessern soll. In besonderem Maße beeinflusst werden dabei Speckle-Artefakte, der Kontrast, die Abbildung kleinerer Gegenstände sowie die Abbildung von Grenzflächen, z.B. zwischen zwei unterschiedlichen Geweben. SCI ist sowohl bei Linear- als auch bei Sektor- und Konvexsonden anwendbar. Die technische Grundlage von SCI ist das Aussenden und Empfangen von Schallwellen in mehreren verschiedenen Winkeln zur Sonde. Typischerweise stehen die Schallwellen in Winkeln von jeweils 20° zueinander, was durch eine besondere elektronische Ansteuerung des Schallkopfes erreicht wird. Gebräuchlich sind drei bis neun unterschiedliche Sendewinkel, wobei stets auch in senkrechter Orientierung zum Schallkopf gesendet wird (**s. Abb. 4**). Dadurch werden von der Sonde mehrere Bereiche in unterschiedlicher Weise beschallt. Es existiert ein direkt unter dem Schallkopf gelegenes, gleichschenkliges Dreieck mit zur Oberfläche gerichteter Basis, welches von allen ausgesendeten Schallwellen erreicht wird.

Diese wird auch als „Fully Compounded Region“ bezeichnet (Jespersen, Wilhelm, and Sillesen 1998) (**s. Abb. 4**). Weiter bestehen mehrere Bereiche (die genaue Zahl ist dabei von der Anzahl der verwendeten Winkel determiniert), die zwar anteilig, aber nicht von allen Schallwellen in unterschiedlichen Winkeln erreicht werden. Schließlich sind in den äußersten Randbereichen des beschallten Gebietes jeweils nur Schallwellen aus einem Sendewinkel vorhanden. Bei der Verwendung eines Linearschallkopfes wird nur das rechteckig unter der Schallsonde gelegene Gebiet auf dem Bildschirm abgebildet, und nicht das gesamte, fächerförmig von Ultraschallwellen erreichte Gebiet. Die aus den verschiedenen Beschallungswinkeln gewonnenen Informationen werden in ein einziges Bild umgerechnet und in Echtzeit auf dem Display angezeigt (welches daher wie ein B-Mode Bild imponiert). Dabei ist zu beachten, dass die Bildwiederholrate der angezeigten Bilder nicht der Frequenz aller ausgesendeten Schallimpulse pro Sekunde entspricht, sondern der Frequenz aller Schallimpulse pro Sekunde geteilt durch die Anzahl der verwendeten Winkel. Bei zu vielen verwendeten Sendewinkeln besteht deshalb die Gefahr der verringerten zeitlichen Auflösung, was zur Folge hat, dass das Bild dem Untersucher u.U. „ruckelnd“ erscheint. Eine weitere Einschränkung der Bildqualität kann bei zu schneller

Bewegung entweder des Schallkopfs oder des untersuchten Materials (z.B. bei Untersuchungen des Bewegungsapparats) entstehen, dies wird „Motion Blur“ genannt (Entrekin, et al. 2001). Die Ursache für Motion Blur ist die Verarbeitung von mehreren Abbildungen, die nicht alle denselben Gegenstand darstellen (z.B. erscheinen bei einer schnellen Bewegung eines untersuchten Muskels verschiedene Anteile des Muskels in rascher Folge unter dem Schallkopf). Das Bild erscheint dem Beobachter dann unscharf und verwischt. Ebenso wie die verringerte zeitliche Auflösung ist auch Motion Blur ein von der Zahl der Beschallungswinkel sowie der Impulsfrequenz abhängiges Problem.

Zusätzlicher potentieller Nachteil des SCI ist eine verringerte Verschattung hinter schalldichten Materialien (wie z.B. Konkrementen). Dies kann zu Problemen in der Diagnostik führen, da Verschattung ein wichtiges Kriterium für die Erkennung von z.B. Gallensteinleiden ist (Oktar, et al. 2003). Auch in der Pleurasonografie kann SCI hinderlich sein, da viele an der Pleura untersuchbaren Phänomene auf Artefakten beruhen.

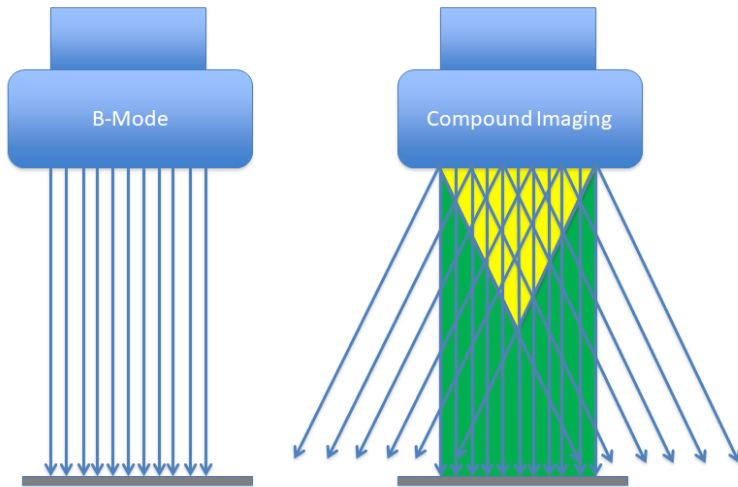


Abbildung 4 - Spatial Compound Imaging

Vergleich von Spatial Compound Imaging mit normalem B-Mode. Das gelbe Dreieck stellt die sog. „Fully Compounded Region“ dar, der grüne Bereich (inklusive des gelben Dreiecks) wird auf dem Bildschirm abgebildet

Vorteile bietet SCI bei der Verringerung von Speckle Artefakten: Da diese bei verschiedenen Beschallungswinkeln unterschiedlich erscheinen, können sie bei der Verrechnung aller Schallwellen teilweise herausgerechnet und so reduziert werden (Lin, et al. 2002) (s. **Abb. 5**). Außerdem wird die Darstellung von spiegelnden Reflektoren verbessert: Bei mehreren verwendeten Winkeln ist die Wahrscheinlichkeit größer, dass Schallwellen

annähernd senkrecht auf ein bestimmtes Objekt fallen und so stärker zum Schallkopf zurückreflektiert werden (Oktar, et al. 2003; Lin, et al. 2002). Davon profitiert z.B. die Abbildung von Muskeln, Sehnen, Zystenwänden, Knochen und Nadeln (Entrekin, et al. 2001); auch ist eine bessere Differenzierung zwischen Gewebeebenen möglich (Lin, et al. 2002). Des Weiteren wird durch SCI die dorsale Schallauslöschung vieler Strukturen vermindert, der Bildkontrast erhöht sowie kleinere Strukturen genauer dargestellt (Entrekin, et al. 2001). Untersuchungen unter Verwendung von vergleichsweise großkalibrigen Biopsienadeln zeigten eine verbesserte Nadelsichtbarkeit (Saleh, et al. 2001; Entrekin, et al. 2001). Insgesamt gibt es jedoch nur wenige systematische klinische und präklinische kontrollierte Studien zur Speckle-Reduktion und Nadelsichtbarkeit, insbesondere bei Verwendung dünnkalibriger Regionalanästhesiekanülen in bindegewebigen Arealen.

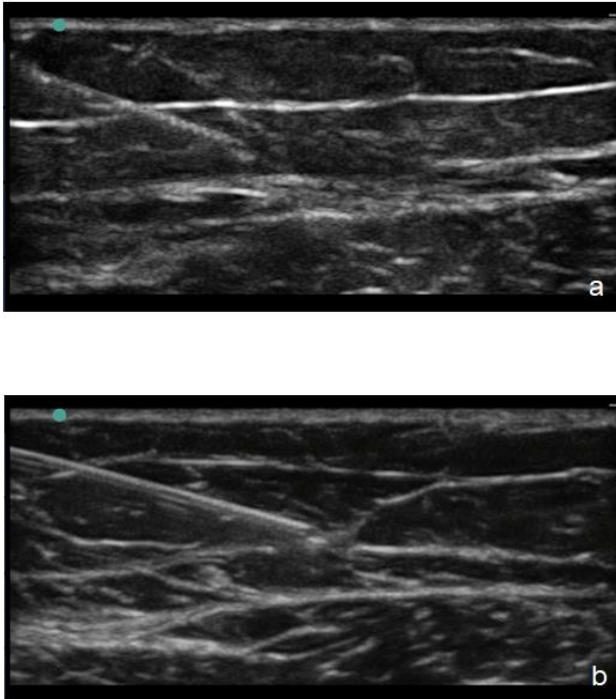


Abbildung 5 - Speckle-Verringerung durch Compound Imaging

Bild a) stellt ein konventionelles Ultraschallbild dar. Auffällig sind typische, ubiquitäre granuläre Muster, die starken Reflexionen an der im oberen Bilddrittel gelegenen Faszie, sowie eine schlechte Definition der tiefer gelegenen Gewebeebenen. In Bild b) wird Spatial Compound Imaging verwendet. Das Bild wirkt weniger körnig, dafür kontrastreicher und es werden keine übertrieben starken Reflexionen abgebildet. Im gesamten Bildausschnitt sind feinere Strukturen auch in der Tiefe gut zu erkennen und zu unterscheiden.

In der vorliegenden Arbeit wird nur der Einfluss von SCI untersucht. Es existieren jedoch weitere Methoden um die Bildqualität bei Ultraschallanwendung durch Veränderung von Signalempfang und -verarbeitung zu verbessern.

So können Informationen aus mehreren verschiedenen Sendefrequenzen zu einem einzigen Bild verarbeitet werden. Diese Technik wird als „Frequency Compound Imaging“ bezeichnet und kann Speckle-Artefakte signifikant vermindern (Mesurole, et al. 2007). Frequency Compound Imaging spielt in der Literatur und im klinischen Alltag jedoch nur eine untergeordnete Rolle und wird in dieser Arbeit nicht behandelt.

Ein weiteres Werkzeug zur Bildverbesserung ist das Tissue Harmonic Imaging (THI), welches aktuell einen weiteren häufig verwendeten Standard bei klinischen Ultraschalluntersuchungen darstellt. Vorteile bestehen in besserem Signal-Rausch-Verhältnis, besserer räumlicher Auflösung, besserem Kontrast sowie deutlicherer Darstellung von tiefer gelegenen Strukturen (Desser and Jeffrey 2001; Tranquart, et al. 1999).

Erreicht werden die Bildverbesserungen durch das Empfangen von Frequenzen, die ein Vielfaches der ausgesendeten Frequenzen darstellen. Die so empfangenen „Obertöne“ (meist

der 2. Oberton) entstehen bei der Ausbreitung der gesendeten „Grundtöne“ im Gewebe durch nichtlineare Schallausbreitung. Dabei wird die Intensität der Obertöne im Gegensatz zu den Grundtönen bis zu einem gewissen Punkt mit der Tiefe des Gewebes stärker, da die empfangenen Obertöne nicht durch Reflexion an Grenzflächen (wie bei Grundtönen) entstehen, sondern im Gewebe selbst. Sie müssen auch nur ein- statt zweimal durch die Körperwand hindurchtreten. Dadurch enthalten sie weniger in der Körperwand entstandene Artefakte als die empfangenen Grundtöne, was sich besonders bei vermehrtem Fettgewebe vorteilhaft auswirkt (Mesurole, et al. 2007; Desser and Jeffrey 2001).

Studien haben gezeigt, dass die Kombination von SCI mit THI in vielen Fällen eine überlegene Bildqualität liefert (Oktar, et al. 2003; Yen, Jeng, and Yang 2008). Dies gilt sowohl im Vergleich mit konventionellem Ultraschall, als auch mit SCI oder THI alleine (Oktar, et al. 2003; Yen, Jeng, and Yang 2008). Ein Nachteil von THI besteht in der geringeren Durchdringung des Gewebes (Oktar, et al. 2003), d.h. dass der konventionelle Ultraschall tiefer gelegene Strukturen darstellen kann. Außerdem ist THI in vielen gegenwärtig eingesetzten portablen Ultraschallgeräten, die

häufig in der Anästhesie und Notfallmedizin verwendet werden, nicht verfügbar.

Auf die gezielte Ausrichtung des Schallkegels („Beam Steering“) wird im folgenden Kapitel eingegangen.

2.3.4 Darstellung von Kanülen für die Regionalanästhesie

In der ultraschallgesteuerten Regionalanästhesie wird der Einstichwinkel üblicherweise in Relation zur Oberfläche des untersuchten Gegenstandes ermittelt, so entsprechen 0 Grad einer parallelen Lage der Nadel zur Oberfläche, während bei 90 Grad ein senkrechter Einstich vorliegt. In der radiologischen Forschung wird dagegen meist die Richtung der Schallausbreitung als Bezugsgröße verwendet. Die radiologische Forschung auf dem Gebiet der großkalibrigen Biopsienadeln beschäftigt sich im Prinzip mit vergleichbaren Fragestellungen, wie sie gegenwärtig in der Regionalanästhesie erörtert werden. In der Anästhesie werden jedoch wesentlich kleinere Nadeldurchmesser (17-24 G) verwendet als bei Biopsien (bis zu 10 G) (Bondestam and Kreula 1989). Da in der Regionalanästhesie die Strukturen von Interesse meist einen

länglichen Verlauf haben (Nadeln, Gefäße, Nerven), muss außerdem festgelegt werden, ob diese quer oder längs zur Schallebene verlaufen (**s. Abb. 6**). Liegen sie quer, so spricht man von „Kurzachse“, bei Längslage von „Längsachse“ (im Englischen als „out-of-plane“ bzw. „in-plane“ bezeichnet). Falls nicht anders erwähnt, wird in der hier vorliegenden Arbeit die Längsachse verwendet

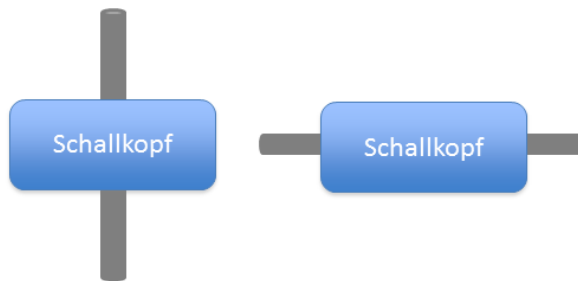


Abbildung 6 - Quer- und Längsachse

Abgebildet ist jeweils eine schematische Sicht von oben auf den Schallkopf mit darunter liegender, länglicher Zielstruktur. Links ist die Darstellung in Querachse, rechts die in Längsachse abgebildet.

Eine Vielzahl an Umständen nimmt Einfluss auf die Sichtbarkeit von Nadeln im Ultraschall. Dies betrifft sowohl die Bauart der Kanüle, als auch externe Faktoren.

Bei der Kanüle selbst spielen Durchmesser, Art des Schliffs und dessen Position relativ zum Schallkopf sowie echogenes Design eine Rolle.

Ein größerer Durchmesser ist mit einer besseren Sichtbarkeit verbunden (Bondestam and Kreula 1989; Chin, et al. 2008; Schafhalter-Zoppoth, McCulloch, and Gray 2004), ebenso wie ein Facettenschliff (Schafhalter-Zoppoth, McCulloch, and Gray 2004). Beim Schliff spielt nicht nur die Schallreflexionseigenschaft eine Rolle, sondern auch die Gewebeverdrängung (bei steilerem Schliff geringer) (Van Aken and Niesel 2010) als indirektes Merkmal der Nadelposition.

Vom Durchmesser ist auch das sog. "Needle-Bending" abhängig (Schafhalter-Zoppoth, McCulloch, and Gray 2004). Dieses beschreibt das Verlassen eines geraden Einstichkanals im Gewebe durch die Nadel aufgrund von Gewebeunregelmäßigkeiten und daraus resultierenden mechanischen Widerständen beim Vorschub der Kanüle. Es tritt vor allem bei dünnen (Diameter kleiner als 18G) Kanülen auf. Dadurch kann die Nadel teilweise oder ganz aus der

Schallebene geraten, was eine sichere Nadelführung erschwert. Diese beiden Probleme sind insbesondere in der peripheren Regionalanästhesie aufgrund der dünnkalibrigen Nadeln von Bedeutung. Der Nadelschliff sollte sich in 0 oder 180° zum Schallkopf befinden um optimale Sichtbarkeit zu gewährleisten (Hopkins and Bradley 2001; Bondestam and Kreula 1989).

Echogenes Nadeldesign wurde bereits Anfang der 80er Jahre anhand von Biopsienadeln (Heckemann and Seidel 1983) untersucht. Verschiedene Konzepte zur Verbesserung der Sichtbarkeit durch schraubenförmige Mandrins (Heckemann and Seidel 1983), Sandstrahlung (Heckemann and Seidel 1983), Bearbeitung der Nadel mit einer Feile (Laine and Rainio 1993), Überzug mit einer Beschichtung, die Luftblasen einschließt (Culp, et al. 2000), Teflon- oder Polymerüberzug (Jandzinski, et al. 2003) und andere Methoden wurden erforscht. In der regionalanästhetischen Forschung haben sich Nadeln mit kleinen Einkerbungen am Schaft als die beste Option herausgestellt, wobei das Modell „Sonoplex“ der Firma Pajunk gegenwärtig den echogenen Modellen anderer Hersteller in experimentellen und klinischen Studien überlegen zu sein scheint (Kilicaslan, et al. 2013; Sviggum, et al. 2013; Hocking and Mitchell 2012; Guo, et al. 2012; Edgcombe and Hocking 2010; Hebard and Hocking

2011; Hebard, Hocking, and Murray 2011). Bei dieser Nadel befinden sich die Einkerbungen (von Fa. Pajunk „Cornerstone Reflectors“ genannt) am distalen Schaftende (s. Kapitel 1.4). Als spiegelnder Reflektor (s. Kapitel 1.3.1) reflektiert eine Nadel den Schall zu einem großen Teil in demselben Winkel, in dem er auf die Nadel auftrifft (Einfallswinkel gleich Ausfallswinkel). Dadurch trifft die Reflexion der Schallwelle bei größerem Einstichwinkel nicht mehr auf den Schallkopf. Ziel des echogenen Designs ist es, die Reflexionseigenschaften der Nadel zu verändern, wodurch bei höheren Einstichwinkeln mehr Schallwellen zur Sonde zurückreflektiert werden, als bei einem glatten Nadelmodell (s. **Abb. 7** und **8**).

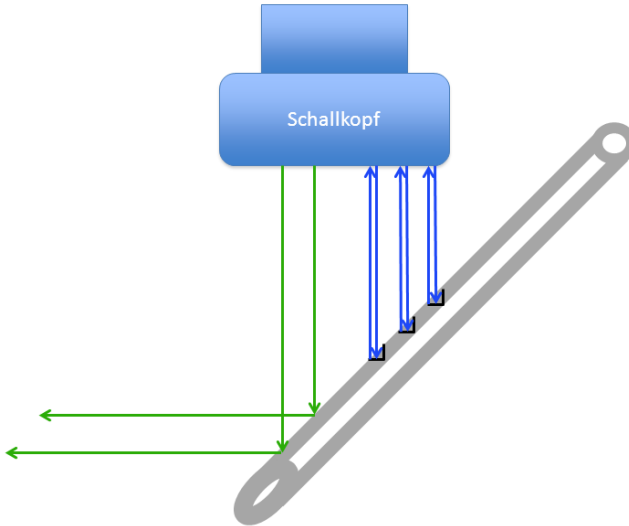


Abbildung 7 - Reflektoren an der Nadel

Auf der linken Seite ist in grün der Verlauf des Großteils der Schallwellen bei konventionellen Nadeln eingezeichnet. Rechts ist der Effekt von „Cornerstone Reflectors“ sichtbar, welche in schwarz eingezeichnet sind: Bei höheren Winkeln reflektieren sie einen größere Anteil der Schallwellen zurück zum Schallkopf.

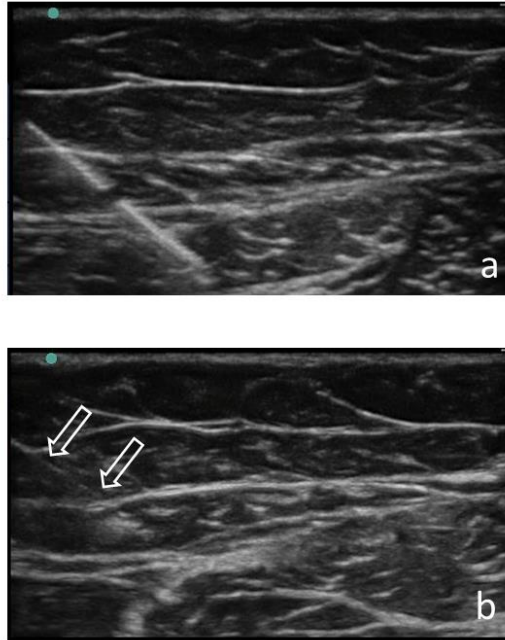


Abbildung 8 - Ultraschallbild echogener (a) und konventioneller Kanüle (b, weiße Pfeile)

Bei höheren Einstichwinkeln zur Oberfläche kommt die echogene (a) Kanüle in den Bereichen der sog. „Cornerstone Reflectors“ auffälliger zur Darstellung als die konventionelle (b) Kanüle.

Faktoren, die die Sichtbarkeit beeinflussen und nicht von der Nadel selbst abhängen, sind Art des verwendeten Schallmediums (s. Kapitel 1.5), Bauart des Schallkopfs, Einstichwinkel (**s. Abb. 9**), Verwendung der Hydrolocalization

oder Microbubble-Technik und Nadelführungssysteme.

Um die Nadelspitze aufzufinden, können vor allem in Kurzachse beim Nadelvorschub repetitiv kleinere Volumina an Flüssigkeit injiziert werden (sog. „Hydrolocalization“) (Bloc, Ecoffey, and Dhonneur 2008). Eine Variation stellt die „Microbubble“ genannte Injektion von Luftbläschen dar, die allerdings den Nachteil hat, Verschattungen im Gewebe zu verursachen (Chin, et al. 2008).

Als Schallkopf wird üblicherweise ein Linearschallkopf mit hoher Schallfrequenz (10-14MHz) verwendet (Marhofer, Greher, and Kapral 2005), gerade bei den oberflächlich gelegenen Nerven kann hierdurch eine optimale Bildauflösung erreicht werden. Bei tieferen Blockaden an der unteren Extremität (z.B. antero-medialer Zugang zum proximalen N. ischiadicus) kommen auch Konvexschallköpfe mit 5-7MHz (Marhofer and Chan 2007) zur Anwendung.

Der Einsatz von 3D Ultraschall und sogenanntem „4D Ultraschall“ (3D Ultraschall mit Echtzeitdarstellung) ist in Zusammenhang mit Gefäßzugängen und verschiedenen neuraxialen und peripheren Nervenblockaden beschrieben worden (Scholten, et al. 2017). Als nachteilig beschrieben werden eine im Vergleich zum konventionellen Ultraschall schlechtere räumliche und zeitliche Auflösung, schwierigere

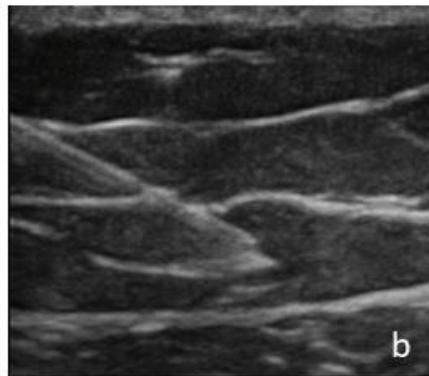
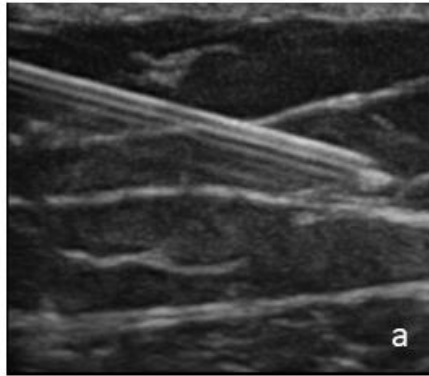
Bildinterpretation und unhandlichere Sonden (Scholten, et al. 2017).

Munirama et al. wenden Scherwellenelastographie an, um Zielnerven besser vom umgebenden Gewebe unterscheiden zu können, was die Nervenblockade sicherer machen soll (Munirama, et al. 2013). Hierzu fehlen gegenwärtig randomisierte klinische Studien, die einen Vorteil gegenüber konventioneller Sonographie zeigen.

In Abbildung 9 wird beispielhaft demonstriert, dass ein großer Einstichwinkel die Sichtbarkeit von Nadeln verschlechtert, wie in der Literatur beschrieben (Nichols, et al. 2003; Sviggum, et al. 2013; Hebard, Hocking, and Murray 2011; Edgcombe and Hocking 2010; Bondestam and Kreula 1989; Maecken, Zenz, and Grau 2007; Schafhalter-Zoppoth, McCulloch, and Gray 2004).

In der Literatur wird darüber hinaus eine Vielzahl an technischen Hilfsmitteln zur Ausrichtung und Darstellung von Kanülen beschrieben. Im Gegensatz zu den im Kapitel 1.3.3 genannten allgemeinen Bildoptimierungsprogrammen sind diese speziell für den Einsatz bei Interventionen gedacht. Allerdings fehlt häufig der Nachweis eines klinischen Vorteils oder der beabsichtigte

Einsatzzweck liegt in anderen medizinischen Bereichen als der Regionalanästhesie (Scholten, et al. 2017). Eine Auswahl wird im Folgenden Abschnitt beschrieben.



**Abbildung 9 - Veränderung der Sichtbarkeit einer konventionellen Kanüle
in Abhängigkeit vom Einstichwinkel**

*Bei (a) ca. 15° Einstichwinkel, bei (b) ca. 30° Einstichwinkel, Abnahme der
Unterscheidbarkeit vom umgebenden Gewebe mit höherem Winkel*

Die Verwendung von Nadelführungen (z.B. Infiniti plus der Fa. Civco, USA) kann die Orientierung an der Schallebene erleichtern, jedoch auch die Flexibilität der Handhabung beeinträchtigen (Chin, et al. 2008). Durch Verwendung einer Nadelführung wird die Beweglichkeit der Nadel in seitlicher Richtung reduziert um damit z.B. in Längsachsentechnik ein optimales Alignment (d.h. Übereinstimmung von Nadel- und Schallachse) hervorzurufen. In den wenigen Studien, die einen klinischen Vorteil dieser Systeme zeigen, wird vor allem die benötigte Zeit zur Durchführung von Prozeduren verringert (Scholten, et al. 2017). Vermutlich profitieren am ehesten unerfahrene Anwender davon, denen das Alignment schwerfällt (Scholten, et al. 2017; Ball, et al. 2012; Gupta, et al. 2013; van Geffen, et al. 2008).

Die Ausstattung von Kanülen mit piezoelektrischen Kristallen oder Vibrationselementen kann v.a. im Dopplermodus die Darstellung verbessern. Die Verwendung des Dopplermodus kann jedoch die Bildqualität insgesamt beeinträchtigen. Klinische Studien mit derartig angepassten Kanülen liegen nicht vor (Scholten, et al. 2017).

Mit Hilfe von Magnetismus arbeitende Geräte sind das „AxoTrack“ System (FUJIFILM SonoSite Europe, Amsterdam,

Niederlande) sowie das Ezono 4000 (Ezono, Jena, Deutschland). Sie stellen den voraussichtlichen Weg der Nadel im Gewebe auf dem Bildschirm dar. Beide wurden bisher nur für Gefäßzugänge klinisch getestet (Ferre and Mercier 2013), ein Einsatz in der Regionalanästhesie ist aber denkbar. Es ist eine Verbindung von speziellem Schallkopf mit proprietärer Nadel für das AxoTrack System oder einer vom US-Gerätehersteller freigegebenen, magnetisierbaren Kanüle eines anderen Herstellers nötig (Scholten, et al. 2017).

Ebenso ermöglichen elektromagnetische Transmitter in Verbindung mit einem speziellen Schallkopf sowie einer proprietären Nadel die Visualisierung der Nadelposition sowie eine Voraussage des weiteren Stichkanals im Gewebe. Beispiele hierfür sind das SonixGPS (Ultrasonix, Richmond, Kanada) und Etrax (CIVCO Medical Solutions, Kalona, USA). Gegenüber der magnetischen Führung bieten diese den Vorteil einer größeren möglichen Eindringtiefe von Nadeln im Gewebe (Scholten, et al. 2017). Erste klinische Anwendungen bei spinaler (Brinkmann, et al. 2013; Wong, et al. 2013) sowie peripherer (Umbarje, et al. 2013) Regionalanästhesie haben gezeigt, dass das System in der Praxis nutzbar ist und im Hinblick auf Sicherheit und Einfachheit der Durchführung potentielle Vorteile bietet. Diese werden vor allem für unerfahrene Anwender gesehen (Scholten,

et al. 2017). Kritisiert werden allerdings der große Durchmesser der obligat zu verwendenden proprietären Nadel (Wong, et al. 2013) sowie die potentielle Anfälligkeit des Magnetfeldes (Choquet, Abbal, and Capdevila 2013).

Manche Ultraschallgeräte bieten die Möglichkeit, die Ausbreitungsrichtung der Schallwellen so zu beeinflussen, dass sich der Winkel zur Nadel vergrößert und vermehrt Schall zurückgeworfen wird (Beam Steering) (Chin, et al. 2008). Die Technik ist als Softwareupdate für Ultraschallgeräte verfügbar; teilweise ist die Einstellung der angestrebten Einschallwinkel nur näherungsweise auswählbar (Uppal, Sondekoppam, and Ganapathy 2014). Im Tierphantom konnte eine Verbesserung der Sichtbarkeit von konventionellen Regionalanästhesienadeln bei Winkeln bis 40° erreicht werden (Uppal, Sondekoppam, and Ganapathy 2014). Der Effekt auf echogene Nadeln war geringer. Insgesamt ist die Methode situationsabhängig (verwendete Nadel und Einstichwinkel).

Eine im klinischen Alltag häufiger genutzte (Nowakowski, et al. 2013) Möglichkeit zur Bestimmung der Nadelspitzenposition ist die “Dual Guidance” Methode (Vassiliou, et al. 2012), bei der die elektrische Nervenstimulation und Ultraschall simultan eingesetzt wurden. Obwohl in experimentellen Studien Vorteile

nachgewiesen werden konnten (Vassiliou, et al. 2012) und manche Autoren diese Vorgehensweise als Standard für bestimmte Blockaden verwenden (z.B. für den Psoas-Kompartiment Block (Marhofer, et al. 2010b)), konnte für andere Blockaden keine Überlegenheit nachgewiesen werden. In einer Registerstudie wurden Vorteile bezüglich der Häufigkeit unbeabsichtigter Parästhesien gegenüber alleiniger Ultraschallanwendung gesehen, jedoch auch Nachteile betreffend vaskulärer Fehlpunktionen und Hautpunktionen (Bomberg, et al. 2018). Darüber hinaus nimmt das Verfahren mehr Zeit in Anspruch als die alleinige Benutzung des Ultraschalls (z.B. bei axillärer Blockade des Plexus brachialis (Tran, et al. 2008), Blockade des Nervus ischiadicus (Tran, et al. 2008) oder infraklavikulärer Blockade (Dingemans, et al. 2007)). In der Praxis raten Experten dazu, die Nervenstimulation mit niedriger Stromschwellenstärke als Werkzeug zur Bestätigung der Position der Nadelspitze zu nutzen, anstatt sich dem Nerv schrittweise zu nähern (die eigentliche Punktion findet primär ultraschallgestützt statt, die elektrische Nervenstimulation dient nur der optimalen Platzierung der Nadel im unmittelbaren Nahfeld am Nerv) (Steinfeldt, et al. 2013).

Darüber hinaus existieren weitere Methoden zur Verfolgung der Nadelposition im Gewebe, wie kameragestützte, schnittbildgebungsgestützte, roboterassistierte sowie auf Bildverarbeitungsalgorithmen basierende Verfahren (Scholten, et al. 2017).

2.4 Verfügbare Kanülen für die einzeitige, periphere Regionalanästhesie

Mehrere Modifikationen einer einfachen Metallkanüle mit Facettenschliff stehen zur Verfügung, um das Auffinden des Zielnervs zu erleichtern.

So kann der Kanülenschaft elektrisch isoliert werden und ausschließlich das Ende der Spitze leitend sein. Wenn an eine solche Kanüle ein Nervenstimulator angeschlossen wird, kann über elektrische Impulse eine Kontraktion der vom Zielnerv versorgten Muskeln erreicht werden, wodurch die korrekte Lage der Nadelspitze bestätigt wird. Diese Nadeltypen (Stimulationsnadeln) stellen gegenwärtig den üblichen Standard in der peripheren Regionalanästhesie dar.

Zur besseren Erkennung von Nadeln im Ultraschall können diese mit einer speziell behandelten Oberfläche versehen werden, wie z.B. die USB-Nadel von Temena (Temena, Carrières sur Seine, Frankreich) oder durch Einkerbungen texturiert sein, wie die Sonoplex (Pajunk, Geisingen, Deutschland), die Stimuplex D Plus bzw. die Stimuplex Ultra 360 (B. Braun, Melsungen, Deutschland) oder Hakko Echo Stim (Havel's, Cincinnati, Ohio,

USA). Die in der vorliegenden Arbeit verwendete Pajunk Sonoplex hat zwei jeweils 10 mm lange, hintereinander gelegene Bereiche am distalen Ende des Schaftes, die rundum über Einkerbungen verfügen (**s. Abb. 10**). Diese Einkerbungen sind fächerförmig, wobei die Spitze des Fächers in Richtung der Nadelspitze zeigt. Zwischen den 10 mm langen texturierten Bereichen, proximal davon sowie zur Nadelspitze hin ist die Oberfläche glatt und nicht bearbeitet. Die Einkerbungen, vom Hersteller „Cornerstone reflectors“ genannt, sollen die Sichtbarkeit der Nadel auf dem Ultraschallbild erhöhen. Der Effekt auf die Darstellung im Ultraschall wurde im Kapitel 1.3.4 „Darstellung von Nadeln für die Regionalanästhesie“ erklärt.

Eine Untersuchung von Biopsienadeln ergab, dass eine Polymerbeschichtung Vorteile im Ultraschall gewährt (Jandzinski, et al. 2003). Postulierter Mechanismus ist die Erstellung einer aufgerauten Oberfläche, in der sich beim Durchdringen der Haut Luftbläschen sammeln, welche die Echogenität erhöhen. Diese Art der Beschichtung erwies sich gegenüber einer Teflonbeschichtung und eingekerbten Spitze als überlegen (Jandzinski, et al. 2003). Die verbesserte Sichtbarkeit bestätigte sich in einer Studie im Vergleich mit unbehandelten Nadeln (Bergin, et al. 2002). Nachteil der Methode ist, dass sich die

Echogenität bei zunehmender Dauer der Verwendung (Culp, et al. 2000) und bei mehrfachem Bewegen der Nadel (Bergin, et al. 2002) verringert. Es besteht die Einschränkung, dass diese Studien ausschließlich mit Biopsienadeln durchgeführt wurden. Eine systematische, mit anderen Methoden der Modifikation für die Anwendung mit Ultraschall vergleichende Untersuchung im Hinblick auf die Regionalanästhesie steht aus. In der regionalanästhesiologischen Praxis spielt diese Art der Nadelmodifikation keine Rolle, da hierfür keine Nadeln kommerziell erhältlich sind.

2.5 Modelle für die Anwendung von ultraschallgesteuerter Regionalanästhesie

Ultraschallmodelle finden zu Ausbildungs- und Übungszwecken, Ermittlung der Sonoanatomie von Nadeln sowie bei Experimenten Verwendung.

Ein sehr einfaches Modell ist das Wasserbad, das eine exzellente Laboruntersuchung der Sonoanatomie von Nadeln erlaubt. Hier ist die Sichtbarkeit der Nadeln jedoch bei allen Winkeln sehr hoch (Maecken, Zenz, and Grau 2007), so dass

eine Übertragung der hier gewonnenen Erkenntnisse in die Praxis nur schwer möglich ist. Ähnliche Bedingungen liefert auch ein Schwammmodell (Hopkins and Bradley 2001). Weitere nichtverderbliche Modelle sind selbst herstellbare Gelatinemodelle sowie ein kommerziell erhältliches Gelmodell („Blue Phantom“). Die Vorteile solcher Modelle sind vorhandenes taktiler Feedback sowie gute Haltbarkeit, ebenso können auch Gegenstände zu Übungszwecken als „Ziele“ eingebracht werden. Nachteile sind die im Vergleich zu menschlichem Gewebe immer noch relativ hohe Sichtbarkeit der Nadeln sowie im Fall des „Blue Phantom“ und anderer kommerzieller Hersteller der hohe Anschaffungspreis. So kostet bereits ein einfacher Übungsblock 599 Dollar (CAE Healthcare USA 2014).

Etwas näher an der Sonoanatomie des menschlichen Gewebes liegen selbst hergestellte Fleischmodelle, wie etwa das „Turkey Breast Model“ (Beese and Lowe 1998), bei dem eine Olive als Ziel für Punktionsversuche in ein Stück Putenbrust eingebracht wird, sowie ein Schweinemodell, bei dem eine eingezogene Sehne (Xu, Abbas, and Chan 2005), eine eingebrachte Nadel (Speer, McLennan, and Nixon 2013) oder Metallstäbe (van Geffen, et al. 2008) als Ziele dienen. Auch ein Stück Lammhaxe (Koscielniak-Nielsen, Rasmussen, and Hesselbjerg 2009) kann

in ähnlicher Weise verwendet werden. Diese Modelle haben den Vorteil einfacher Herstellung und realistischerer Sonoanatomie. Jedoch bestehen auch hier Unterschiede zum menschlichen Gewebe und die Modelle sind leicht verderblich sowie hygienisch problematisch.

Darüber hinaus werden auch Leichen von Körperspendern als Modelle verwendet, sowohl frisch aufgetaut, formalinfixiert als auch nach der Thiel-Methode einbalsamiert. Sie bieten Schallbedingungen, die der klinischen Praxis am nächsten kommen. Nachteil ist hier vor allem die vergleichsweise schlechte Verfügbarkeit. Hocking et al. (Hocking, Hebard, and Mitchell 2011) beschrieben außerdem eine möglicherweise bessere Nadelsichtbarkeit gegenüber vitalem Gewebe.

2.6 Aktuelle Studienlage

Mehrere experimentelle Studien und eine klinische Arbeit haben in der Vergangenheit die Darstellung und Sichtbarkeit von Nadeln für die Anästhesie und Biopsien im Ultraschall untersucht. Darunter waren Nadeln für die periphere single-shot Regionalanästhesie, für kontinuierliche periphere Katheter sowie

für die neuraxialen Verfahren. Bereits 1989 wurde die Echogenität von Biopsienadelspitzen untersucht (Bondestam and Kreula 1989), 1993 wurden erste präklinische Versuche unternommen, Biopsienadeln im Ultraschall durch Bearbeitung mit einer Feile besser sichtbar zu machen (Laine and Rainio 1993). Hier seien aufgrund des Umfangs nur aktuelle, die Anästhesie betreffenden Studien erwähnt.

Mehrere Review-Artikel besprechen die Bandbreite der zur Verfügung stehenden Modelle für die ultraschallgesteuerte Regionalanästhesie (Rosenberg, et al. 2012; Hocking, Hebard, and Mitchell 2011), eine Studie vergleicht unmittelbar die Nadelsichtbarkeit in verschiedenen Modellen (Wiesmann, et al. 2012).

Zur Verwendung von Spatial Compound Imaging zum Gebrauch in der Anästhesie gibt es bislang keine verblindeten Studien.

Schafhalter-Zopoth et al. (Schafhalter-Zopoth, McCulloch, and Gray 2004) untersuchten verschiedene Nadeln für die periphere und neuraxiale Regionalanästhesie an einem selbst hergestellten Gelatinemodell. Hierbei verwendeten die Autoren Nadeln verschiedenen Durchmessers mit Quincke, Tuohy, Sprotte, Hustead und Pencil-point Spitze in der Längsachse (in-plane)

sowie der Kurzachse (out-of-plane). In Einstichwinkeln von 0° bis 65° zur Oberfläche wurden mit dem Ultraschall Standbilder aufgenommen, welche nach objektiven sowie subjektiven Kriterien bewertet wurden. Zur Verbesserung der Sichtbarkeit wurden die Nadeln mit Luft oder Wasser gefüllt, sowie Führungsdrähte (im Fall der Nadeln für die Spinal- und Epiduralanästhesie auch die enthaltenen Stahlmandrins) verwendet. Die Autoren kamen zu dem Ergebnis, dass Quincke und Hustead Nadelspitzen, großer Nadeldurchmesser, elektrische Isolierung der Nadel sowie Einführung von kleinen Führungsdrähten eine bessere Nadelsichtbarkeit gewähren. Bei größeren Einstichwinkeln nahm im Versuch die Sichtbarkeit der Nadelspitze in Längsachse mehr ab als in Kurzachse. Die größte Bedeutung für die Nadelsichtbarkeit wurde der Fähigkeit des Anästhesisten beigemessen, die Nadel und die Schallebene zur Deckung zu bringen.

Eine Untersuchung von 12 Nadeln für die periphere Regionalanästhesie nahmen **Maecken et al.** (Maecken, Zenz, and Grau 2007) vor. Dabei wurden die Nadeln in 0° und 45° sowohl im Wasserbad als auch im Fleischmodell (Schweinehaxe) untersucht und Standbilder mit drei verschiedenen Ultraschallgeräten aufgenommen. Für jede Nadel wurden

Standbilder in Längs- und Kurzachse aufgenommen. Die für den Nadeltyp verblindeten Untersucher bewerteten die Bilder anhand von sechs subjektiven Kriterien. Große Unterschiede ergaben sich bei den verwendeten Modellen: im Wasserbad waren alle Nadeln in beiden Winkeln gut sichtbar, im Tiermodell konnten alle Nadeln bei 0° gut erkannt werden, bei 45° nahm für alle Nadeln die Sichtbarkeit ab. Die Autoren sahen nur drei der getesteten Nadeln als geeignet für Blockaden mit höhergradigen Einstichwinkeln an, diese wiesen allerdings gleichzeitig die stärkste Bildung von Artefakten auf. Die Verwendung unterschiedlicher Ultraschallgeräte hatte keinen signifikanten Einfluss auf die Nadeldarstellung. Es wird betont, wie wichtig es sei, die Nadel anhand der Schallebene zu positionieren (Alignment).

Mehrere experimentelle Studien verglichen die Sichtbarkeit von konventionellen mit echogenen Kanülen (Abbal, et al. 2015; Edgcombe and Hocking 2010) sowie echogene Kanülen untereinander (Sviggum, et al. 2013; Hebard, Hocking, and Murray 2011; Guo, et al. 2012). Verwendet wurden dabei sowohl frisch aufgetaute Leichen (Edgcombe and Hocking 2010; Hebard, Hocking, and Murray 2011), Leichen die nach der Thiel-Methode fixiert wurden (Guo, et al. 2012) als auch das

Gelphantom „Blue Phantom“ (Redmond, Washington, USA) (Sviggum, et al. 2013). Die Echogenität wurde bei den verwendeten Kanülen mit einer Texturierung der Oberfläche durch Einkerbungen am Schaft erzeugt (s. Kapitel 1.4). Bei allen Studien wurde die Kanülensichtbarkeit in verschiedenen Einstichwinkeln in der Längsachse bewertet, wobei entweder Standbilder oder Videoaufnahmen der Ultraschalluntersuchung vorgelegt wurden. Übereinstimmendes Ergebnis war die verminderte Sichtbarkeit von Kanülenschaft und Spitze bei höherem Winkel. Echogene Kanülen wurden in allen Studien besser bewertet als konventionelle, wobei die Kanüle „Sonoplex“ der Firma Pajunk (Pajunk, Geisingen) jeweils am besten bewertet wurde. Hier trat allenfalls eine leichte Verminderung der Sichtbarkeit mit steigendem Einstichwinkel auf. Diese Kanüle findet auch in der vorliegenden Arbeit Verwendung. Es ergaben sich keine Unterschiede in der Bewertung der Kanülen zwischen Anfängern und Experten auf dem Gebiet der ultraschallgesteuerten Regionalanästhesie.

Hebard et al. (Hebard and Hocking 2011) untersuchten in einem klinischen Setting mit Verblindung und Randomisierung die Unterschiede zwischen einer echogenen Kanüle und einer Standardkanüle. Die echogene Kanüle war im Ultraschall besser

sichtbar und einfacher nachzuverfolgen. Mit ihr wurden Einstiche in größeren Winkeln zur Oberfläche durchgeführt, wobei die Sichtbarkeit bei allen Winkeln gleich gut blieb. Zu einer Veränderung der Komplikationsrate bei Verwendung echogener Kanülen lieferte die Studie keine Aussage.

Einen Vergleich verschiedener gebräuchlicher Modelle für die ultraschallgesteuerte Regionalanästhesie hat der Verfasser der vorliegenden Arbeit zusammen mit der AG Regionalanästhesie der Klinik f. Anästhesie und Intensivtherapie der Philipps Universität Marburg im Rahmen eines Vorversuchs zur Methodenetablierung für die vorliegende Dissertationsschrift publiziert (Wiesmann, et al. 2012). Es wurde die Sichtbarkeit einer echogenen sowie einer nicht echogenen Nadel im Gelphantom, Truthahnbrust, Teil eines Schweins sowie einer formalinfixierten Leiche im Vergleich mit einer menschlichen Kontrolle untersucht. Nur in der Leiche war die Sichtbarkeit vergleichbar mit lebendigem menschlichem Gewebe.

2.7 Fragestellung

Das Ziel der peripheren Regionalanästhesie ist die Betäubung durch ortsnahe Applizieren eines Regionalanästhetikums am Nerv, ohne Berührung oder gar Perforation desselben. Nur der Einsatz von Ultraschall ermöglicht in der Theorie die eindeutige Lokalisierung der Kanüle im Gewebe in Echtzeit. Dadurch kann eine Fehllage, die unter anderem durch intravasale Injektion des Lokalanästhetikums oder Schädigung des Nervs gesundheitliche Schäden hervorrufen kann, sicher ausgeschlossen werden. Die Grundvoraussetzung für die Anwendung der Methode ist die zuverlässige Kanülensichtbarkeit im Ultraschall. Technische Neuerungen und Verbesserungen - sowohl in der Anwendung des Ultraschalls als auch der Kanülen selbst - sind aus diesem Grunde von großem Interesse.

In der vorliegenden Arbeit sollen zwei neue, kommerziell verfügbare, potentielle Optionen zur Verbesserung der Nadelsichtbarkeit in der ultraschallgestützten Regionalanästhesie untersucht werden. Dabei handelt es sich um echogenes Kanülendesign sowie ein softwaregesteuertes

Bildverbesserungsprogramm (Spatial Compound Imaging, SCI). Ziel ist es, die Auswirkungen des Kanüledesigns allein oder in Verbindung mit SCI an einem geeigneten Modell zu untersuchen. Dies soll vor allem im Hinblick auf Kanülensichtbarkeit (getrennt für Spitze und Schaft) und Artefaktformation geschehen. Ferner soll der Effekt von SCI auf die Darstellung von menschlichem Gewebe und Unterdrückung von Speckle-Artefakten untersucht werden.

3. Material und Methoden

3.1 Präparation und Nutzung der Leichen

Die Versuche wurden an insgesamt 10 humanen Leichen durchgeführt, welche zuvor durch Perfusion und Immersion mit Formalin im anatomischen Institut der Philipps Universität Marburg fixiert und haltbar gemacht wurden. Die Verwendung fand im Einklang mit den rechtlichen Bestimmungen und ethischen Standards statt. Da die Körperspender zu Lebzeiten einer Verwendung ihres Leichnams zu Forschungs- und Lehrzwecken zugestimmt hatten, war kein weiteres Votum einer Kommission oder Behörde notwendig um die Versuche durchzuführen.

Zur Auffindung einer geeigneten Einstichstelle wurde bei jeder Leiche der ventrale mediale Teil des Oberschenkels mittels Ultraschall untersucht. Hier war bei den zur Verfügung stehenden Leichen eine ausreichend dicke Muskelschicht vorhanden, so dass sich die Kanüle, wie schon bei anderen Versuchen beschrieben (Edgcombe and Hocking 2010), größtenteils in Muskelgewebe mit bindegewebigen Anteilen in Form von

Faszien und mäßigem subkutanem Fettgewebe befand. Kriterium für eine geeignete Einstichstelle war ein sonografisch homogen erscheinendes Gewebe ohne sichtbare Spuren vorheriger Einstiche. Weiter sollte die Einstichstelle über einer ausreichend tiefen Muskelschicht liegen, so dass die Kanüle während des Einstichs den Muskel nicht verlassen würde. Es wurde auch darauf geachtet, dass weder Gefäße noch sehr echodichte Faszien im Bild zu sehen waren, da diese Einfluss auf die Qualität der Darstellung der Kanülen haben können. Nach dem Auffinden einer geeigneten Stelle wurden Schallkopf und Kanüle zum Einstich parallel zum Femur (d.h. Schallebene und Nadel verliefen in kranial-kaudaler Linie relativ zum Femur) angeordnet. Die Lagerung der Leichen erfolgte auf hüfthohen Tischen, die Untersuchungen wurden im Sitzen durchgeführt.

3.2 Verwendete Kanülen

Für die Versuche wurden zwei verschiedene Kanülentypen der Firma Pajunk (Pajunk Uniplex sowie Pajunk Sonoplex, beide Pajunk, Geisingen, Deutschland) verwendet (**s. Abb. 10**), welche für die einzeitige, periphere Regionalanästhesie zugelassen sind.

Die Wahl der konventionellen Kanüle fiel auf die Pajunk Uniplex, da sie bezüglich Kanülendiameter und -länge sowie Spitzenkonfiguration dem echogenen Modell der vorliegenden Arbeit entsprach. Die echogene Kanüle (Pajunk Sonoplex) stammt vom selben Hersteller, was eine gute Vergleichbarkeit gewährleistet. Des Weiteren wurde sie in mehreren, voneinander unabhängigen Studien als die Kanüle mit der besten Sichtbarkeit beschrieben (s. Kapitel 1.6).

Beide Kanülen hatten einen Facettenanschliff mit 20° Grundschliff und 27° Spitzenschliff. Dies bedeutet, dass die gesamte Kanülenspitze in einem 20° Winkel zum Schaft geschliffen wurde, wobei über eine Distanz von ungefähr dem distalen Drittel dieser Spitze ein weiterer Schliff von 27° angewandt wurde. Laut Herstellerangaben stellt diese Spitzenkonfiguration ein Alleinstellungsmerkmal unter den kommerziell erhältlichen Kanülen dar. Zum Zeitpunkt der Durchführung der hier besprochenen Studie bewarb der Hersteller einen durchgehendem Facettenschliff der Spitze mit 30° Winkel, weswegen diese Angabe in der Studie übernommen wurde.

Beide verfügten über eine Isolierungsbeschichtung am Schaft mit unisolierter Spitze zur peripheren Nervenstimulation.

Zur besseren Orientierung über die Länge waren beide Kanülen im Zentimeterabstand mit schwarzen Strichen markiert.

An Anschlüssen waren jeweils ein isoliertes elektrisch leitendes Kabel sowie ein Zuspritzschlauch vorhanden. Das elektrische Kabel wurde abgeschnitten, über den Schlauch wurden die Nadeln vor dem Einstich mit isotoner Kochsalzlösung (Fa. B.Braun, Melsungen) gefüllt.

Der Durchmesser beider Kanülen war identisch (22 G).

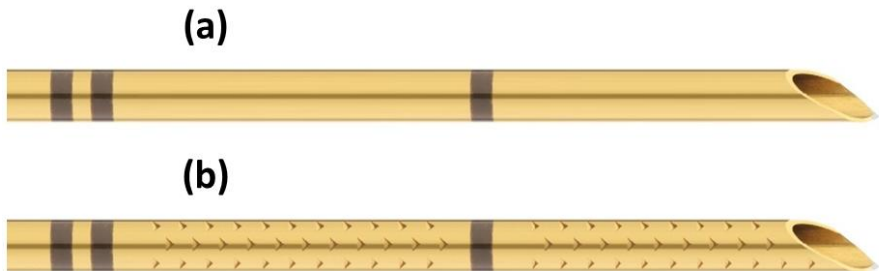


Abbildung 10 - Fotografie konventioneller (Pajunk Uniplex, (a)) und echogener (Pajunk Sonoplex, (b)) Kanüle

3.3 Ultraschallgerät und Einstellungen

Als Ultraschallgerät kam das tragbare „Sonosite S-Nerve“ (SonoSite, Bothell, Washington, USA) zum Einsatz, welches in

der Anästhesie und Notfallmedizin für bettseitige Untersuchungen und Interventionen weltweit verbreitet ist. Die Bilder wurden mit einem Linearschallkopf (HFL38x; SonoSite) aufgezeichnet, der Schallfrequenzen zwischen 6 und 13 MHz verwendet. Zum einfacheren und standardisierten Alignment der Nadeln im Bild wurde ein Nadelhalter (Infiniti Plus; Civco, Kalona, Iowa, USA) auf den Schallkopf aufgesteckt. Dieser besteht aus einer Klammer, die auf den Schallkopf gesteckt wird sowie dem eigentlichen Nadelhalter. Der Nadelhalter verfügt über eine seitlich angebrachte, offene Schiene, die Winkel von 0° bis 90° zum Schallkopf zulässt und durch welche die eingebrachte Kanüle in der Schallebene gehalten werden soll. Über den Schallkopf wurde zwischen Klammer und Nadelhalter eine Schutzhülle (Civco) gezogen, auf welche außen und innen Ultraschallgel (Aquasonic 100, Parker Laboratories, Fairfield, USA) unter Vermeidung von Luftblasenbildung gegeben wurde, um eine gute akustische Kopplung zu erreichen. Die Schutzhülle wurde aus Hygienegründen verwendet, erfüllte aber auch die Funktion der realistischeren Simulation einer klinischen Verwendung.

Am Ultraschallgerät wurden für die verschiedenen Videoaufnahmen unterschiedliche Einstellungen vorgenommen:

Zur Untersuchung des Einflusses von Spatial Compound Imaging (SCI) wurde das proprietäre „SonoMB“-Programm (Sonosite) verwendet. Dieses Programm wurde erstmals im April 2007 als Software Update für Ultraschallgeräte der Firma Sonosite veröffentlicht und ist nun standardmäßig auf allen Geräten des Herstellers vorinstalliert.

Zur optimalen Bildeinstellung vor Punktion wurden sowohl die proprietäre „Autooptimierungs“-Option genutzt, als auch Helligkeit, Tiefeneinstellung und Fokuszone nach subjektiver Einschätzung des Untersuchers verändert. Diese Einstellungen wurden vor jedem Einstich mit einer neuen Nadel oder einer veränderten „SonoMB“-Einstellung überprüft und gegebenenfalls angepasst. Nicht manuell eingestellt wurden Details des SonoMB-Programms, der Tiefenausgleich (Time Gain Compensation) und die Schallwellenfrequenz, da das verwendete Ultraschallgerät dies automatisch festlegt.

3.4 Erstellung der Videoaufnahmen

Für die Erstellung und Speicherung der Videoaufnahmen wurde das im Ultraschallgerät integrierte Programm genutzt, welches Videoclips im H.264/MPEG-4 AVC-Format speichert. Dieses kommt z.B. auch bei einem großen Teil der aktuellen Blu-Ray Discs oder im Internet abspielbaren Videos zum Einsatz.

Um die Videos zu archivieren, wurde die Möglichkeit genutzt, im Ultraschallgerät „Patienten“ genannte Ordner anzulegen, in denen mehrere Videos abgespeichert werden können. Die Benennung der „Patienten“ enthielt den Nadeltyp (Sonoplex oder Uniplex), das sonografisch erfasste Medium als fortlaufende Nummer (Leiche 1 bis 10) sowie den Gebrauch des SCI Programms „SonoMB“ (MB+ oder MB-).

Für jeden angelegten „Patienten“ wurden fünf Videoaufnahmen in der Längsachse der Nadel erstellt, jeweils eine pro unterschiedlichem Winkel der Nadel zur Gewebeoberfläche. Aufgenommen wurden Winkel von 10, 20, 30, 40 sowie 45°. Insgesamt wurden 200 Videos aufgezeichnet (je zwei Nadeltypen, zwei Ultraschalleinstellungen, fünf Winkel und zehn Ultraschallmedien).

Die exakte Einhaltung des Einstichwinkels wurde durch Ausmessen des Winkels des Nadelschaftes zur Gewebeoberfläche erreicht. Bei Abweichung wurde ein neuer Nadeleinstich vorgenommen. Der Einstich erfolgte mit zur Oberfläche gewandtem Nadelschliff.

Die Nadel wurde unter Beibehaltung des Winkels mehrmals im Gewebe vor und zurück bewegt. Dies diente zum einen der Simulation der Sichtbarkeitsverhältnisse während eines Nadelvorschubs am Patienten. Zum anderen wurde die Sichtbarkeit durch indirekte Zeichen, wie z.B. Bewegungen im Gewebe oder Ultraschallartefakte verbessert, was die Messung des Winkels erleichterte. Die Videoaufzeichnung dieser Vorschübe und Rückzüge sowie eine Stillaufnahme erfolgten für jeden Einstich über 30 Sekunden. Nach Beendigung der Aufnahmen wurden die Videos über den eingebauten USB-Anschluss auf einen USB-Stick übertragen.

3.5 Bearbeitung der Videoaufnahmen

Die Videos wurden mittels des Freeware-Programms „Avidemux“ (<http://fixounet.free.fr/avidemux/>) in der Version 2.5.6 bearbeitet.

Dabei wurde die Länge der Videos gekürzt, wobei für die Auswertung nicht relevante Teile (Einstellung der Schallebene, Verrutschen des Schallkopfes) am Anfang oder Ende herausgeschnitten wurden. Weiter wurden zu Zwecken der Verblindung alle im Video sichtbaren Metadaten (wie der Name des „Patienten“, Einstellungen bezüglich „SonoMB“ oder Zeitangaben) mit einem schwarzen Rahmen verdeckt. Hierfür wurde die Programmooption genutzt, ein Script zu schreiben und zu speichern, welches jedes Video in derselben Weise verarbeitete. Das hierfür erstellte Script lautete „blacken Borders l:80 r:40 u:40 d:30“. Die Videos wurden mit dem Format H.264/MPEG-4 AVC und den Einstellungen „Constant Quantizer (Single Pass), Quantizer = 5“ ohne Qualitätsverlust komprimiert. Schließlich wurden die Videos durch Benennung mit einer zufälligen Nummer im Zahlenraum von 100 bis 999 randomisiert. Die Zufallszahlen wurden mit Hilfe der Internetseite <http://www.random.org/> generiert.

3.6 Systematische Evaluation der Videoaufnahmen

Ausgewertet wurden die Videos durch einen Arzt mit mehrjähriger Erfahrung in der ultraschallgesteuerten Regionalanästhesie. Dieser sah sich die verblindeten Videos auf einem MacBook (Apple, Cupertino, Kalifornien, USA) mit 13 Zoll großem Bildschirm bei konstanter Umgebungsbeleuchtung an. Er bewertete verschiedene Aspekte der Bildqualität auf einer Likert-Skala mit vier Items von 0 bis 3, wobei „0“ immer für die geringste Sichtbarkeit bzw. schlechteste Bildqualität und „3“ für die beste Sichtbarkeit bzw. beste Bildqualität stand, wie zuvor beschrieben (Wiesmann, et al. 2012; Edgcombe and Hocking 2010; Schafhalter-Zoppoth, McCulloch, and Gray 2004).

Die bewerteten Teilaspekte (**s. Tab. 1** und **2**) waren die Sichtbarkeit von Nadelschaft (**VS**) und Nadelspitze (**VT**) sowie die Ausprägung von Speckle-Artefakten (**SpA**), Nadelartefakten (**NA**) und die Qualität der Gewebestruktur (**TS**).

Tabelle 1 - Bewertungskriterien und -skala für Nadeln

Sichtbarkeit	0	1	2	3
Nadelschaft	keine	schlecht	gut	ausgezeichnet
(VS)				
Sichtbarkeit	0	1	2	3
Nadelspitze	keine	schlecht	gut	ausgezeichnet
(VT)				

Tabelle 2 - Bewertungskriterien und -skala für Artefakte

Nadel-	0	1	2	3
Artefakte	Extrem viele	viele	wenige	keine
(NA)				
Speckle-	0	1	2	3
Artefakte	Extrem viele	viele	wenige	keine
(SpA)				
Gewebe-	0	1	2	3
Struktur	Kaum	Eingeschränkt	Gut	Ausgezeichnet
(TS)	differenzierbar	differenzierbar	differenzierbar	differenzierbar

Maecken et al. (Maecken, Zenz, and Grau 2007) definierten VS, VT und NA, dabei wurden **VS** und die **VT** definiert als „...die gesamte Qualität der Abbildung nur der Nadel“ (Übersetzung aus dem Englischen), die **NA** „beschreibt die Menge und den Grad

der Artefaktbildung. Mögliche Artefakte sind Streuung, Reverberation und vielfacher Wiederhall. «Verschattung» ist ausgenommen.” (Übersetzung aus dem Englischen, beides: Maecken et al. 2007, Ultrasound characteristics of needles for regional anesthesia, Reg Anesth Pain Med. United States, pp. 440-447.)

Der Aspekt **SpA** entsprach dem Grad von Speckle-Artefakten in dem die Nadel umgebenden Gewebe. **TS** wurde als Qualität der Auflösung, Differenzierbarkeit sowie Abbildung des Weichteilgewebes (wie Faszien, Muskeln, Nerven, Fett oder Bindegewebe) definiert.

3.7 Statistische Auswertung

Um den Einfluss von Nadeltyp, Compound Imaging und Einstichwinkel auf die Sichtbarkeit von Nadelschaft (VS) und Nadelspitze (VT) zu ermitteln, wurde ein Modell mit schrittweiser logistischer Regression angewendet. In Übereinstimmung mit den Validitätskriterien für schrittweise logistische Regression wurden zehnmal mehr Beobachtungen als Kovariaten für Berechnungen eingeschlossen. Die Nadeleinstichwinkel wurden

für die schrittweise Regressionsanalyse in zwei Gruppen aufgeteilt, wobei Gruppe A die Winkel 10, 20 und 30° enthielt und Gruppe B 40 und 45°, wie zuvor von Guo et al. beschrieben (Guo, et al. 2012).

Die Werte für Nadelartefakte, Speckle und Gewebestruktur wurden mittels der Videos mit und ohne Compound Imaging unter Verwendung des χ^2 -Tests für nonparametrische ordinalskalierte Daten ermittelt. Die statistische Auswertung wurde mit dem JMP 8.0 Statistikpaket für MAC (SAS Institut, Cary, USA) mit Unterstützung durch Prof. Dr. Martin Zoremba (ehemals Klinik für Anästhesie und Intensivtherapie, Philipps-Universität Marburg) durchgeführt. Die Tabellen wurden mit Excel (Excel 2007, Microsoft, Redmond, USA) erstellt. Das Signifikanzniveau wurde mit $P < 0,05$ definiert. Dargestellt werden der Median sowie die 1. und 3. Quartile.

4. Ergebnisse

4.1 Durchführung der Versuche

Die Versuche wurden an insgesamt zehn Leichen durchgeführt. Dabei wurden 200 Videos erstellt, welche vollständig für die Auswertung verwendet wurden.

4.2 Sichtbarkeit in Abhängigkeit vom Kanülentyp

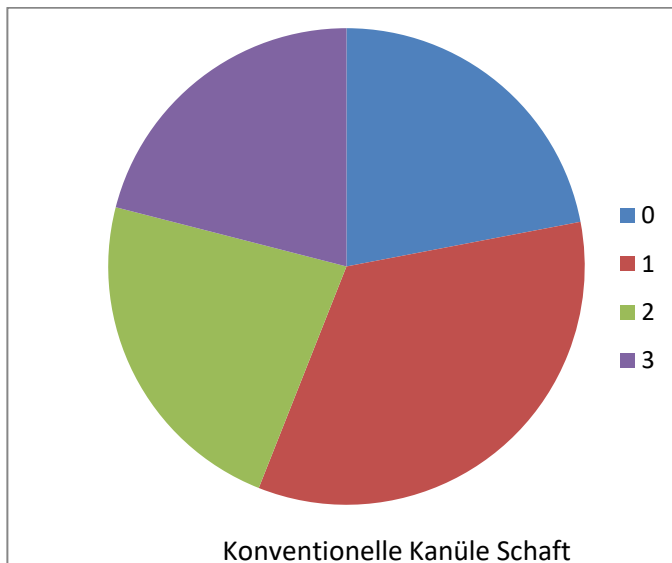
Der Kanülentyp hatte einen statistisch signifikanten Effekt auf die Sichtbarkeit ($P < 0,0001$, s. **Abb. 11**, vgl. auch **Abb. 12-15**). Dabei war der Schaft der echogenen Kanüle bei allen Winkeln und mit beiden Ultraschalleinstellungen besser zu sehen ($P < 0,0001$). Die echogene Kanüle bot auch eine bessere Sichtbarkeit der Spitze als die konventionelle Kanüle ($P < 0,0038$, s. **Abb. 11**, vgl. auch **Abb. 12-15**).

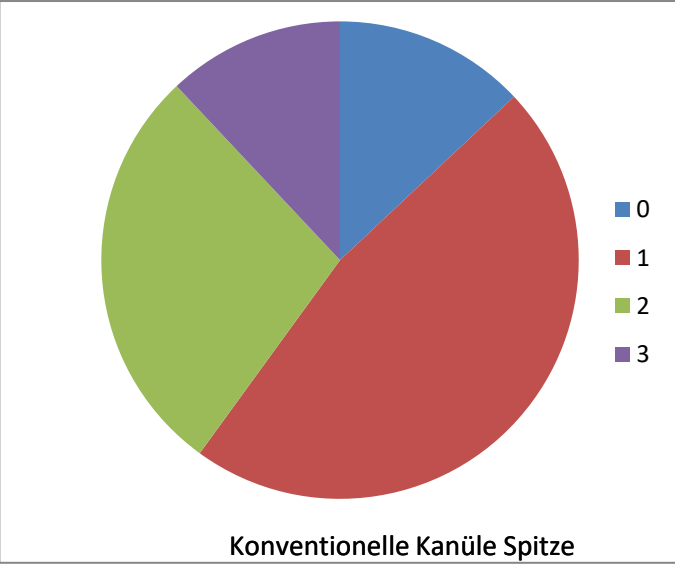
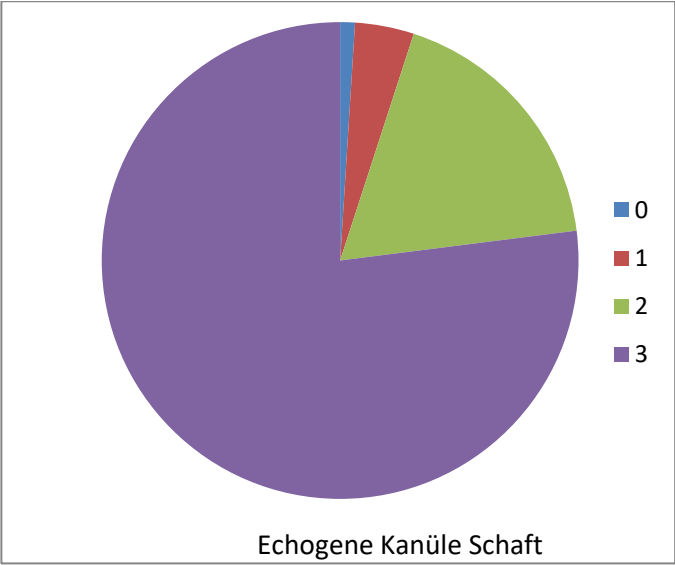
Die konventionelle Kanüle bot in 56% aller Aufnahmen „keine“ oder eine „schlechte“ Sichtbarkeit des Schaftes, in 44% war die Sichtbarkeit „gut“ oder „ausgezeichnet“. Bei der echogenen

Kanüle war in 5% der Einstellungen „keine“ oder eine „schlechte“ Sichtbarkeit des Schaftes festgestellt worden, in 95% war die Nadel „gut“ oder „ausgezeichnet“ zu sehen.

Bezüglich der Spitze war bei der konventionellen Nadel bei 40% der Fälle eine „gute“ oder „ausgezeichnete“ Sichtbarkeit dokumentiert worden, bei der echogenen Nadel war dies bei 56% der Fall.

Artefaktbildung wie Reverberationen waren bei der konventionellen Nadel häufiger ($P < 0,001$), bei flachen Winkeln traten mehr Artefakte auf als bei steilen ($P < 0,001$).





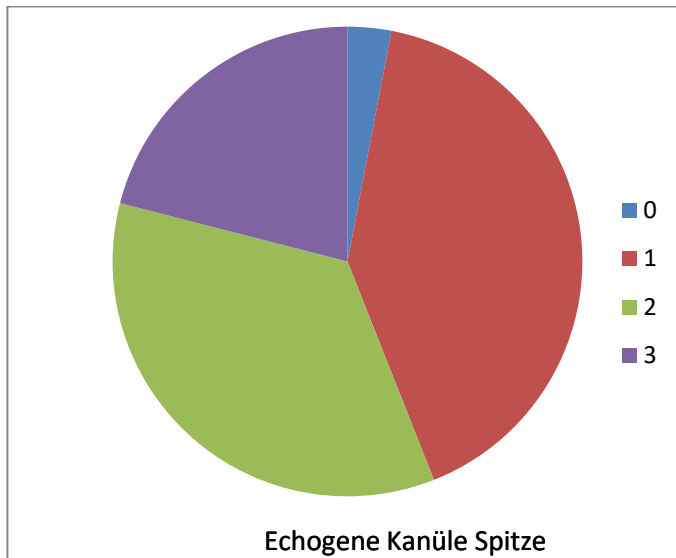


Abbildung 11 - Vergleich der Sichtbarkeit von Kanülenschaft und -spitze

Bewertungen der Gesamtheit der Messungen bezüglich der Kanülensichtbarkeit mit beiden Ultraschallmodi und allen Einstichwinkeln

4.3 Sichtbarkeit in Abhängigkeit vom Einstichwinkel

In Tabelle 3 sind der Median sowie die 1. und 3. Quartile für die jeweiligen Sichtbarkeitswerte beider Kanülen dargestellt. Es offenbart sich eine deutlich bessere Sichtbarkeit bei niedrigeren Einstichwinkeln.

Festgestellte Unterschiede in der Sichtbarkeit des Schaftes beider Kanülen verstärken sich bei höheren Einstichwinkeln (40°, 45°) gegenüber den niedrigen und moderaten Einstichwinkeln (10°, 20°, 30°) statistisch signifikant ($P < 0,0001$, s. Abb. 12, 13).

Bei flachen und moderaten Einstichwinkeln war der Kanülenschaft in 83% der Fälle „gut“ oder „ausgezeichnet“ sichtbar, bei höheren Einstichwinkeln lag die Sichtbarkeit nur in 49% der Videos bei „gut“ oder „ausgezeichnet“. Bezüglich der Kanülenspitze ergaben sich analog Werte von 59% (10/20/30° Einstichwinkel) bzw. 31% (40/45° Winkel).

Dieser Effekt lässt sich bei beiden Ultraschalleinstellungen beobachten und trifft auch für die Sichtbarkeit der Spitze zu (s. Abb. 14, 15).

Tabelle 3 - Sichtbarkeit in Abhängigkeit vom Einstichwinkel

	Median	1.Quartile	3. Quartile
Niedrige Winkel (10, 20, 30°)	3	2	3
Hohe Winkel (40, 45°)	1	0	3

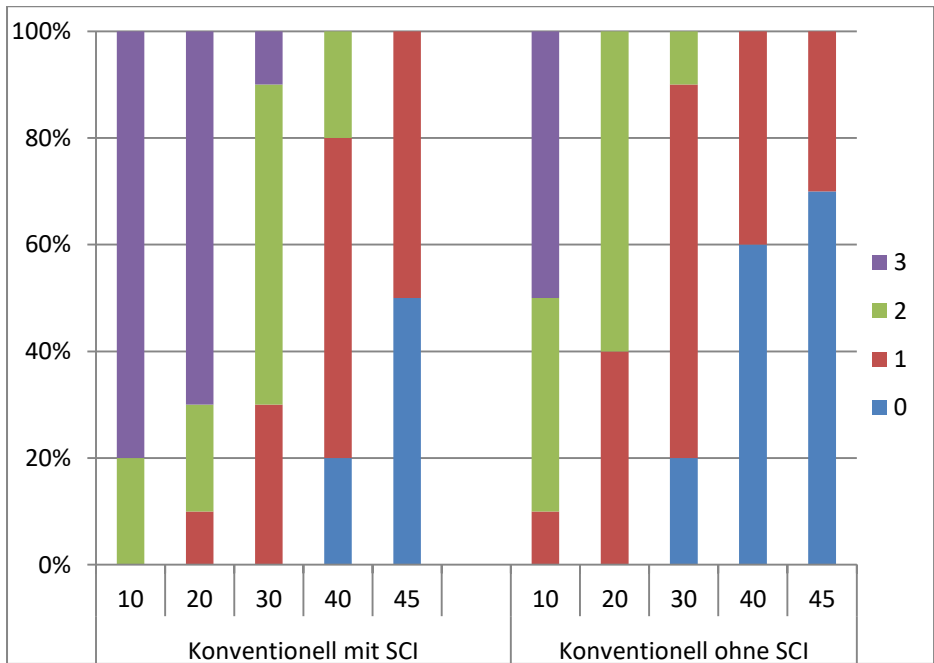


Abbildung 12 - Kanülenschaft konventionell

Sichtbarkeit des Kanülenschaftes der konventionellen Kanüle (Uniplex) in Abhängigkeit vom Einstichwinkel, mit und ohne SCI

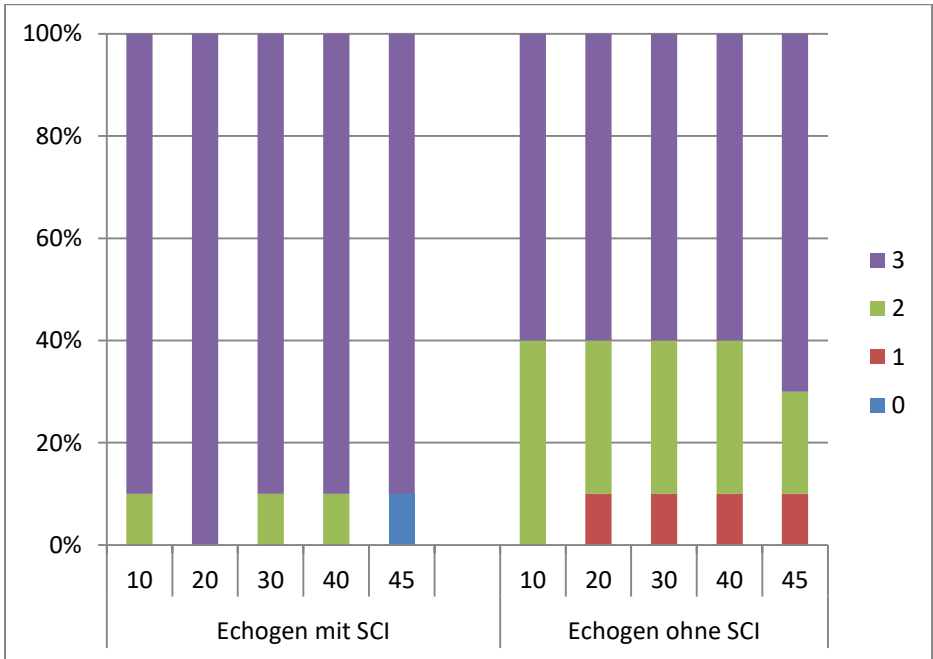


Abbildung 13 - Kanülenschaft echogen

Sichtbarkeit des Kanülenschaftes der echogenen Kanüle (Sonoplex) in Abhängigkeit vom Einstichwinkel, mit und ohne SCI

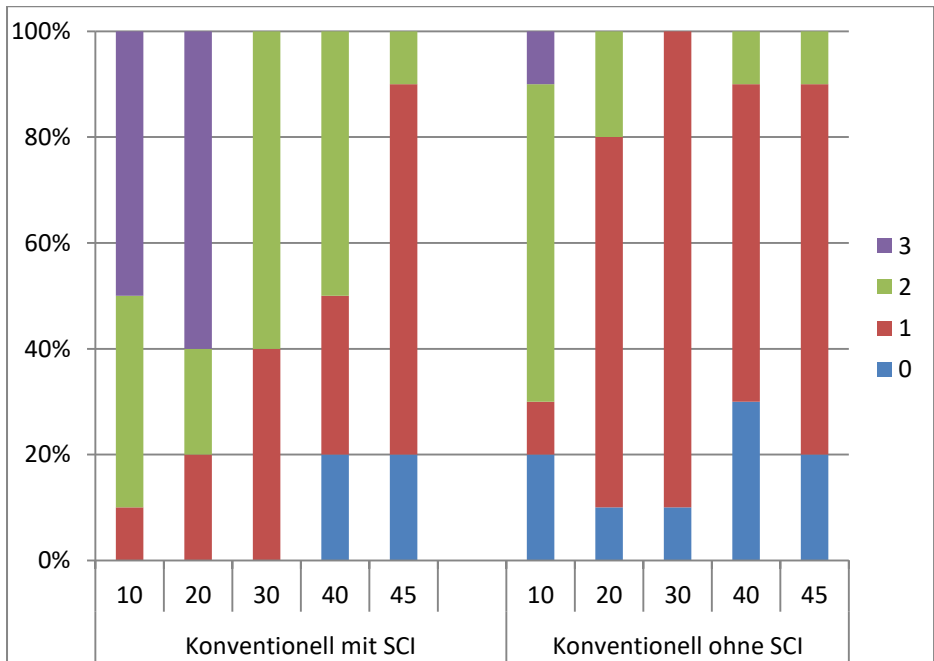


Abbildung 14 - Kanülenpitze konventionell

Sichtbarkeit der Kanülenspitze der konventionellen Kanüle (Uniplex) in Abhängigkeit vom Einstichwinkel, mit und ohne SCI

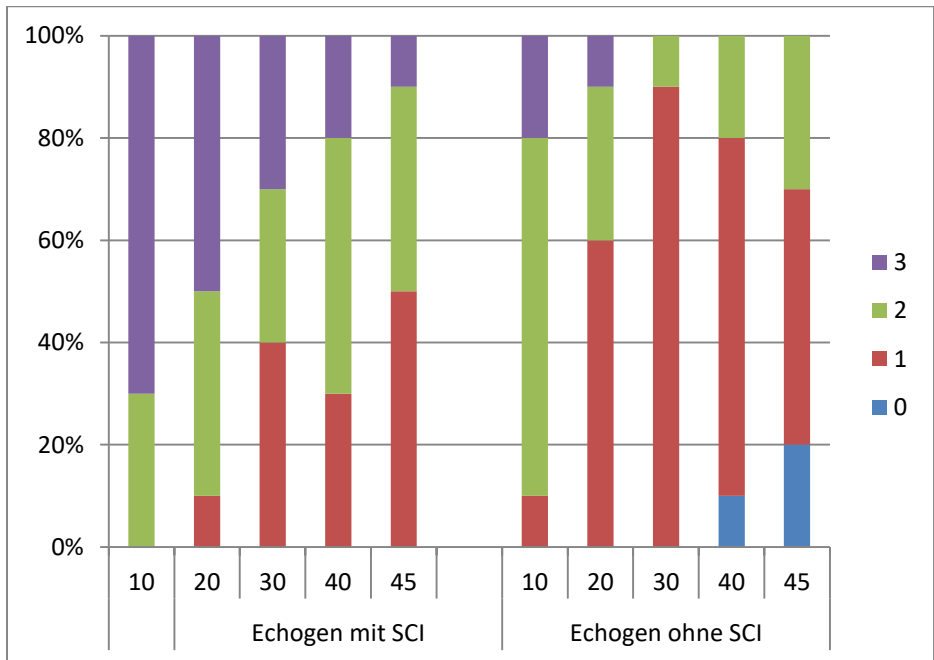


Abbildung 15 - Kanülenspitze echogen

Sichtbarkeit der Kanülenspitze der echogenen Kanüle (Sonoplex) in Abhängigkeit vom Einstichwinkel, mit und ohne SCI

4.4 Einfluss von Spatial Compound Imaging auf Nadelsichtbarkeit und Gewebedarstellung

Die Anwendung von Spatial Compound Imaging (SCI) in Form des „SonoMB“-Programms verbesserte sowohl die Sichtbarkeit des Kanülenschaftes ($P < 0,0001$) als auch die Sichtbarkeit der Kanülenspitze (**vgl. Abb. 12-15**). Bei aktiviertem SCI wurde der Kanülenschaft in 77% der Fälle als „gut“ oder „ausgezeichnet“ sichtbar bewertet, wenn SCI nicht benutzt wurde war dies nur in 62% der Aufnahmen der Fall.

SCI hatte keinen Einfluss auf die höhere Rate an Artefaktbildung ($P < 0,001$) der konventionellen Kanüle gegenüber der echogenen Kanüle ($P < 0,3799$).

Die Darstellung der Gewebestruktur (TS) wurde durch SCI signifikant verbessert ($P < 0,0001$, **s. Abb. 16**). Bei Verwendung des Programms war die Struktur in 58% der Aufnahmen als „gut differenzierbar“ oder „ausgezeichnet differenzierbar“ bewertet worden, die konventionelle Sonografie erbrachte nur bei 29% der Aufnahmen dieses Ergebnis.

Ebenso wurden Speckle-Artefakte reduziert ($P < 0,0001$, **s. Abb. 17**). Speckle-Artefakte waren bei Verwendung von SCI in 15%

der Fälle als „Extrem viele“ oder „viele“ bewertet worden, in 85% der Aufnahmen wurden „wenig[e]“ oder „keine“ dokumentiert. Wenn SCI nicht verwendet wurde, waren bei 57% der Aufnahmen „Extrem viele“ oder „viele“ Speckle Artefakte beobachtet worden.

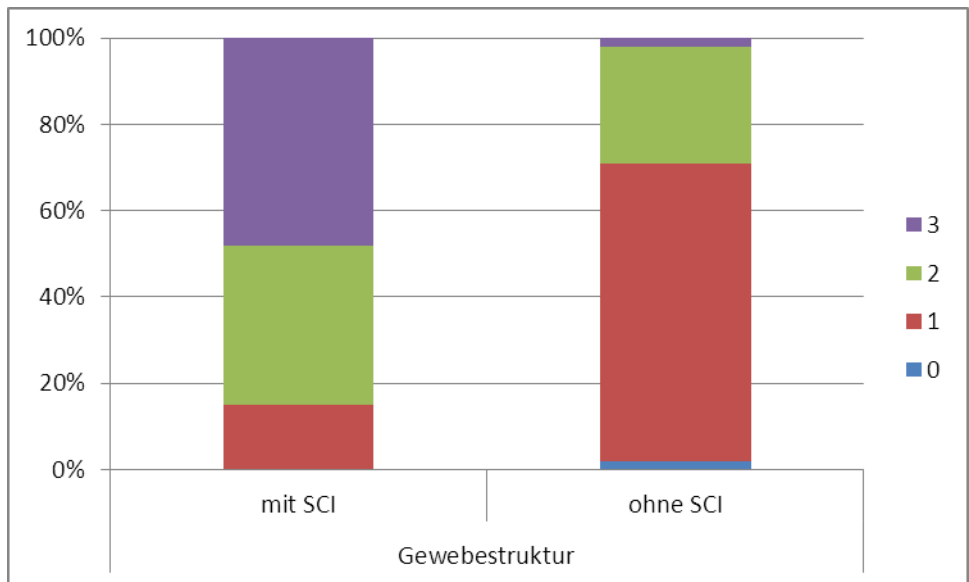


Abbildung 16 - Qualität der Gewebestruktur

Qualität der Gewebestruktur, mit und ohne SCI

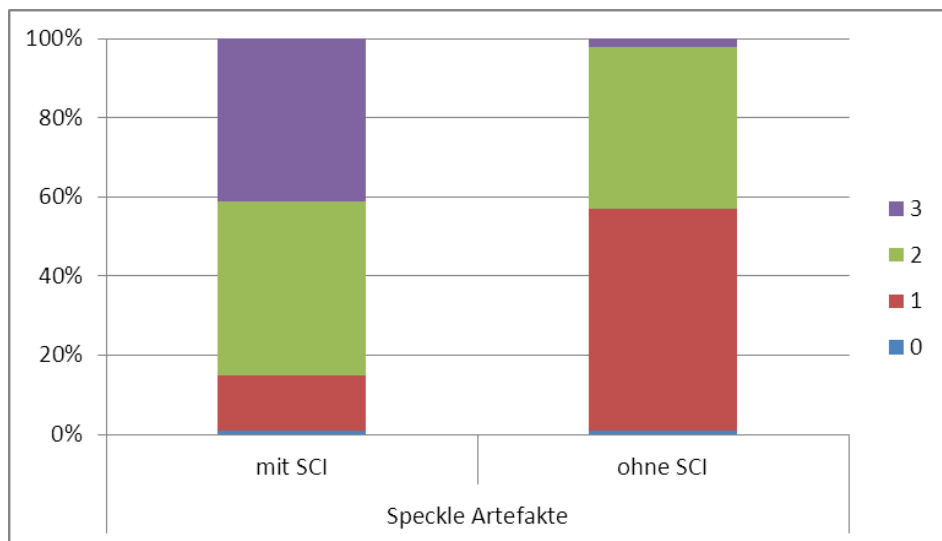


Abbildung 17 - Speckle Artefakte

Ausmaß der Speckle Artefakte, mit und ohne SCI

5. Diskussion

5.1 Ergebnisse

Sowohl ein echogenes Nadeldesign als auch die Anwendung von Spatial Compound Imaging (SCI) verbesserten die Sichtbarkeit von Nadeln in der vorliegenden Arbeit an fixierten Leichen. Die verbesserte Sichtbarkeit durch veränderte Nadelkonstruktion konnte insbesondere bei höheren Einstichwinkeln (über 30°) gezeigt werden. Während die echogene Nadel eine fast unveränderte Sichtbarkeit bei Winkeln zwischen 10° und 45° aufwies, verschlechterte sich die Darstellung der konventionellen Nadel mit jeder Erhöhung des Winkels merklich. Dies galt im Besonderen für den Nadelschaft, jedoch brachte das echogene Design auch bei der Abbildung der Spitze signifikante Vorteile.

Die Anwendung von SCI brachte bei jeder Nadel und in jedem Winkel Vorteile für die Sichtbarkeit sowohl des Nadelschaftes, der Nadelspitze als auch des umliegenden Gewebes. SCI verbesserte die Auflösung und Differenzierbarkeit des Gewebes und verminderte die Intensität von Speckle Artefakten.

5.2 Einordnung der Ergebnisse in Bezug zur Literatur

In der vorliegenden Arbeit wurden Einstichwinkel von 10° bis 45° untersucht. Bei allen Winkeln war die echogene Kanüle besser erkennbar als die konventionelle, jedoch zeigte sich dieser Effekt noch einmal signifikant verstärkt bei den als „steil“ angesehenen Winkeln von 40° und 45°. In der Videoaufnahme war die konventionelle Kanüle in Winkeln über 30° subjektiv schlecht sichtbar, dies galt im Besonderen wenn SCI abgeschaltet war. Teilweise war die Kanüle dann ausschließlich durch die Mitbewegung des umgebenden Gewebes zu lokalisieren. Ein maximaler Einstichwinkel von 45° wurde daher als ausreichend für die Untersuchung angesehen. Darüber hinaus diente die Tatsache, dass die Mehrzahl der in der Praxis in Längsachse durchgeführten Nervenblockaden einen Winkel von $\leq 45^\circ$ einhalten (Hebard and Hocking 2011), als Rationale bei der Entscheidung für die Auswahl der untersuchten Winkel. In der Literatur ist ein „steiler“ Winkel nicht einheitlich definiert, jedoch werden in anderen Studien zum Teil Einstichwinkel von bis zu 65° (Edgcombe and Hocking 2010; Schafhalter-Zoppoth, McCulloch, and Gray 2004) verwendet. Edgcombe und Hocking

arbeiteten in einer Studie an Leichen mit drei Winkelbereichen als Einstichwinkel, welche als „oberflächlich“ (15-25°), „mittelgradig“ (35-45°) und „steil“ (55-65°) (Übersetzung aus dem Englischen) bezeichnet wurden (Edgcombe and Hocking 2010). Dabei traten schon bei „oberflächlichen“ und „mittelgradigen“ Winkeln statistisch signifikante Unterschiede zwischen echogenen und nichtechogenen Nadeln auf, welche aber als klinisch irrelevant angesehen wurden. Dies steht in Kontrast zu den Ergebnissen (s.o.) der hier besprochenen Studie, bei der Winkel von über 30° zu einer deutlich geringeren Auffälligkeit der Nadeln führte. Eine Erklärung für die Unterschiede könnte darin bestehen, dass bei der Durchführung des erwähnten Experimentes unabsichtlich zum flachsten Winkel innerhalb des vorgegebenen Bereichs (35-45°) als Einstichwinkel tendiert wurde, da hier die Visualisierung besser war und somit die Nadel einfacher in der Schallebene gehalten werden konnte. Die Autoren nehmen hierzu in der Veröffentlichung keine Stellung. Es wird nur angegeben, dass die Unterschiede klinisch irrelevant seien, eine dezidierte Auflistung und ein in Zahlen nachvollziehbarer Vergleich der Ergebnisse findet nicht statt. Die subjektive Einschätzung „klinisch irrelevant“ würde womöglich von anderen Untersuchern nicht geteilt. Schließlich wurde bei Edgcombe und Hocking ausschließlich die Sichtbarkeit der

Spitze betrachtet, während in der vorliegenden Arbeit auch andere Parameter wie beispielsweise der Nadelschaft untersucht wurden. Es ist jedoch anzunehmen, dass die Kanülenspitze vor allem bei höheren Einstichwinkeln besser sichtbar ist als der Schaft. Diese Tatsache könnte ebenfalls zu der Diskrepanz der Ergebnisse zwischen der Studie von Edgcombe/Hocking und der hier besprochenen Studie beigetragen haben. In der Tat beobachteten Schafhalter-Zopoth et al. im Gelatinemodell eine geringere Abnahme der Sichtbarkeit der Spitze gegenüber dem Schaft bei steileren Einstichwinkeln (Schafhalter-Zoppoth, McCulloch, and Gray 2004).

In der klinischen Studie von Hebard und Hocking wurden signifikante Unterschiede zwischen echogenen und nichtechogenen Nadeln bei der Sichtbarkeit der Spitze ab 20° Einstichwinkel beobachtet (Hebard and Hocking 2011). Zur der Frage, ab welchem Winkel sie die Unterschiede auch für klinisch relevant halten, nehmen die Autoren keine Stellung.

Nichols et al. verglichen mehrere Biopsienadeln bei unterschiedlichen Winkeln im Ultraschall (Nichols, et al. 2003). Viele Nadeln waren mit steigendem Winkel weniger deutlich wahrnehmbar, ab 45° empfahlen die Autoren ausschließlich die Verwendung echogener Nadeln, welche Einkerbungen am Schaft hatten (diese sind in der Bauweise vergleichbar mit der

Pajunk Sonoplex [Anmerkung des Autors]). Es wurde allerdings ein Modell aus industriell gefertigter Rindersauce verwendet, sowie teilweise Nadeln mit größerem Durchmesser, was den Vergleich mit der hier besprochenen Studie erschwert.

Bei 20° fanden Hebard et al. (Hebard, Hocking, and Murray 2011) in einem Experiment an Leichen keine signifikanten Unterschiede bei der Lokalisierung der Nadelspitze von echogenen und konventionellen Nadeln, jedoch bei 40° und 60°.

In einem Vergleich von mehreren echogenen Nadeln sowie einer Kontrolle im Gelphantom von Sviggum et al. waren bereits bei 15° sowie 30° sichtbare Unterschiede sowohl der echogenen Nadeln untereinander als auch zur Kontrolle zu bemerken (Sviggum, et al. 2013). Bei 45° sowie 60° wurden diese noch deutlicher. Hier ist jedoch davon auszugehen, dass das gewählte Modell einen positiven Einfluss auf die Sichtbarkeit hatte.

Maecken et al. verwendeten in ihrer Untersuchung mehrerer Nadeln unter anderem eine Schweinshaxe, in welche Nadeln bei 0° und 45° eingestochen wurden (Maecken, Zenz, and Grau 2007). Dabei unterschied sich die Sichtbarkeit der Nadeln zwischen den Winkeln stark; während bei 0° alle 12 Nadeln als ausreichend sichtbar bezeichnet wurden, war dies bei 45° nur noch bei 3 Nadeln der Fall.

In einem Übersichtsartikel empfehlen Chin et al. einen Einstichwinkel von unter 35° (Chin, et al. 2008), Hocking und Mitchell vertreten die Meinung, dass vor allem der Nadelschaft von konventionellen Nadeln bei Winkeln über 30° nur schlecht erkennbar ist (Hocking and Mitchell 2012).

Vor dem Hintergrund der Literatur kann im Hinblick auf diese Betrachtungen davon ausgegangen werden, dass bei einem geeigneten, lebensnahen Modell die Schwelle für gute Sichtbarkeit einer konventionellen Regionalanästhesiekanüle für einzeitigen Gebrauch bei ca. 30° liegt. Dies gilt vor allem, aber nicht ausschließlich, für den Kanülenschaft. Daher kann ein Winkel von über 30° als „steil“ definiert werden. Dies deckt sich mit den in der vorliegenden Arbeit gewonnenen Erkenntnissen.

Klinisch ist der Einstichwinkel von der Lokalisation der zu blockierenden Nerven (und in geringerem Maße auch vom BMI (Kalagara, et al. 2015)) abhängig. Allgemeine Angaben zu den mittleren Einstichwinkeln bei den gebräuchlichsten Nervenblockaden fehlen in der Literatur. Kalagara et. al. zeigten in ihrer Studie, dass für die infraklavikuläre Blockade des Plexus brachialis ein Winkel von durchschnittlich 50° verwendet wurde (Kalagara, et al. 2015). In einer anderen Studie wurden angestrebte Einstichwinkel in Abhängigkeit vom zu erreichenden

Nerven vorgegeben: 0-30° für den N. medianus, 30-45° für den N. radialis und $\geq 45^\circ$ für den N. musculocutaneus (Abbal, et al. 2015).

Im hier besprochenen Experiment wurden Nadelschaft und Spitze getrennt voneinander beurteilt. In der Literatur wird auch dieses Thema uneinheitlich behandelt: So wurden sowohl Spitze und Schaft getrennt (Sviggum, et al. 2013; Schafhalter-Zoppoth, McCulloch, and Gray 2004) oder gemeinsam (Guo, et al. 2012; Maecken, Zenz, and Grau 2007) bewertet, als auch ausschließlich die Spitze (Edgcombe and Hocking 2010; Hebard and Hocking 2011; Hebard, Hocking, and Murray 2011). Argument für eine Betrachtung sowohl der Spitze als auch des Schaftes ist die Tatsache, dass sich die Sichtbarkeit beider nicht parallel mit steigendem Einstichwinkel verschlechtert. Wenn untersucht, so nahm die Sichtbarkeit der Nadelspitze dabei weniger stark ab (Schafhalter-Zoppoth, McCulloch, and Gray 2004). Eine ähnliche Tendenz zeigte sich auch in der hier behandelten Studie bei der konventionellen Nadel, vor allem wenn kein SCI angewandt wurde. Bei steilen Einstichwinkeln war die Spitze besser zu sehen als der Schaft. Da die echogene Nadel bei allen Winkeln gleich gut sichtbar blieb, war die relative Verbesserung der Spitzensichtbarkeit dort nicht zu beobachten.

Eine gute Sichtbarkeit der Spitze bei fehlender Sichtbarkeit des Schaftes kann zu unbemerkten Rotationsfehlern führen. Dies bedeutet, dass der Untersucher davon ausgeht, die gesamte Nadel in der Schallebene zu führen. Tatsächlich wird aber nur die Spitze angeschnitten, während der Nadelschaft selbst außerhalb der Ebene liegt. Dies wird erst beim Verschwinden der Nadelspitze aus dem Sichtbereich bei Nadelvorschub erkennbar (Hocking and Mitchell 2012). Darüber hinaus kann ein Teil des Nadelschaftes bei nicht korrekter Ausrichtung der Nadel an der Schallebene als Spitze erscheinen. Dieses Phänomen ist beschrieben, wenn das distale Ende des auf dem Bildschirm abgebildeten Schaftes fälschlicherweise als Spitze angesehen wird, obwohl sich die Spitze noch weiter distal befindet (Reusz, et al. 2014). Auch bei Needle-Bending kann dies auftreten. Es erscheint daher sinnvoll, Schaft und Spitze getrennt voneinander zu beurteilen, um die Schalleigenschaften der gesamten Länge der Nadel zu kennen, da auch die Sichtbarkeit des Schaftes relevant ist.

Der Einsatz von SCI reduzierte den Grad an Speckle-Artefakten signifikant, wie zuvor beschrieben (Entrekin, et al. 2001; Oktar, et al. 2003; Lin, et al. 2002). Gleichzeitig wurde die Darstellung des Gewebes verbessert. Während der Durchführung der Versuche

wurde ersichtlich, dass stark echogene Faszien das Bild bei Verwendung von Compound Imaging nicht so stark negativ beeinflussen wie bei konventioneller Bildgebung (verbesserte TS im Experiment). Hocking und Mitchell betrachteten Gewebe mit besonders hoher Echogenität als Herausforderung für die Anwendung echogener Nadeln, da hier eine starke Kontrasterniedrigung stattfindet (Hocking and Mitchell 2012). Einschränkungen der Ultraschallqualität durch Muskelatrophie (mit Erhöhung der Ultraschallreflexion im Gewebe) und Fettgewebe (mit schallkopfnaher Abschwächung des Signals) sind bekannt (Saranteas 2009). Dies ist im Hinblick auf die überalternde Bevölkerung sowie steigender Inzidenz von Übergewicht und Adipositas von Relevanz. Entrekin et al. beschrieben die deutlich verbesserte Darstellung von Fettgewebe und Reduktion der Artefakte bei der Darstellung von Muskeln sowie Sehnen durch SCI (Entrekin, et al. 2001). Die hier vorgelegten Ergebnisse bestätigen dies und können darüber hinaus den Wert für die speziellen Anforderungen der ultraschallgesteuerten Regionalanästhesie nachweisen.

Nachteilige Einflüsse der Verwendung von SCI konnten im Hinblick auf die Endpunkte der Untersuchung nicht festgestellt werden. Es kann argumentiert werden, dass die unter Kapitel

1.3.3 erwähnten Einschränkungen von SCI für die Regionalanästhesie von untergeordneter Bedeutung sind. Motion Blur stellt bei der Untersuchung einer nur langsam bewegten Nadel vor stillstehendem Hintergrund keine Einschränkung dar. Die verminderte Verschattung hinter stark echogenen Gegenständen ist aufgrund der fehlenden diagnostischen Anwendung in der Regionalanästhesie ohne Bedeutung für das Verfahren. In einem Experiment zu Beam steering ergeben sich Nachteile für eine echogene Nadel gegenüber einer konventionellen in einem von vier getesteten Einstichwinkeln, während sonst die echogene Nadel besser zur Darstellung kommt (Uppal, Sondekoppam, and Ganapathy 2014). Andere Untersuchungen ergaben eine signifikante Verbesserung der Sichtbarkeit der echogenen Nadel bei einem 60° Einstichwinkel und einem mit der Einstellung "steil" verwendeten Beam steering (Prabhakar, Uppal, and Sondekoppam 2018). Solch eine Inkonsistenz fiel bei der Anwendung von SCI nicht auf.

In der Studie fiel eine verminderte Artefaktbildung der echogenen gegenüber der konventionellen Kanüle auf. Dies erscheint zunächst kontraintuitiv, da man bei einer größeren Auffälligkeit im Ultraschall auch eine stärkere Artefaktbildung erwartet, wie auch in früheren Studien beschrieben (Schafhalter-Zoppoth,

McCulloch, and Gray 2004). Eine Studie von Maecken et al. bestätigte diese Erwartung für nichtechogene Nadeln (Maecken, Zenz, and Grau 2007). Hier standen gute Abgrenzung der Nadel von der Umgebung und Artefaktbildung in einem positiven Verhältnis, wobei die Autoren bezüglich der klinischen Verwendbarkeit die Nadeln mit besserer Sichtbarkeit bevorzugten. Eine Erklärung für das abweichende Verhalten der getesteten echogenen Nadel in der vorliegenden Studie liefern Hocking und Mitchell: da die echogene Nadel nicht mit ganzem Durchmesser in der Schallebene liegen muss, um gute Sichtbarkeit zu gewährleisten, kann ein größerer Anteil des ausgesendeten Ultraschalls an der Nadel vorbei in tiefere Gewebeschichten vordringen (Hocking and Mitchell 2012). Das so erreichte Gewebe wird dann auf dem Bildschirm korrekt abgebildet, da der Weg des Schalls nicht von der Nadel verändert wurde. Diese Erklärung wird auch durch die Tatsache gestützt, dass das Phänomen in der vorliegenden Arbeit nicht signifikant von SCI beeinflusst wird (im SCI Modus werden lediglich Schallebenen in Längsrichtung des Schallkopfes hinzugefügt, aber nicht quer dazu). Eine aktuelle klinische Studie wiederum bestätigt die Annahme, bessere Sichtbarkeit gehe mit höherer Artefaktbildung einher (Abbal, et al. 2015). Die widersprüchliche Studienlage könnte durch die unterschiedlichen

verwendeten Ultraschallgeräte erklärt werden. In der einzigen vorliegenden Studie mit Untersuchung des Einflusses verschiedener Geräte wird allerdings kein signifikanter Unterschied festgestellt (Maecken, Zenz, and Grau 2007). Dabei ergibt sich wiederum die Einschränkung bezüglich der dort gewählten Modelle (Wasserbad und Schweinefuß) sowie der Weiterentwicklung der Ultraschallgeräte in der Zwischenzeit mit potentiell verbesserter Darstellung. Darüber hinaus werden die sonografischen Charakteristika der echogenen Kanüle (eher diffuser als spiegelnder Reflektor) mit geringerer Neigung zu Reverberationsartefakten in Zusammenhang gebracht, was einen weiteren Erklärungsansatz bietet.

Eine weitere Erkenntnis der hier vorgestellten Studie besteht darin, dass Artefakte bei kleinen Einstichwinkeln signifikant häufiger waren als bei großen. Die Tatsache, dass zwei der bedeutendsten nadelbedingten Artefakte Reverberation und Verschattung darstellen (Sites, et al. 2010a; Reusz, et al. 2014), kann eine Erklärung dafür liefern. Diese sind aus jeweils verschiedenen Gründen winkelabhängig. Sites et al. führen aus, dass die stärksten Reverberationen bei einem 90° Winkel der Nadel zum Schallkopf auftreten und sich mit zunehmendem

Winkel abschwächen (Sites, et al. 2010a). Eine Erklärung dafür nennen die Autoren nicht. Denkbare Ursache ist die zunehmende Abschwächung des Schalls in tieferen Gewebeschichten. Reverberationsartefakte stellen nur einen kleinen Anteil der insgesamt zum Schallkopf reflektierten Schallenergien dar. Je größer der Einstichwinkel, desto größer die Distanz zwischen den tiefer gelegenen Nadelanteilen und der Sonde. Dadurch entsteht bei hohen Einstichwinkeln eine summativ größere Abschwächung aller Signale auf dem Weg durch das Gewebe, so dass Reverberationen vom Gewebe zu stark abgeschwächt werden, um noch beim Schallkopf anzukommen. Hinzu kommt, dass Reverberationen, genau wie die Darstellung der Nadel selbst, von den spiegelnden Eigenschaften des Kanülenschafte abhängen. Bei höheren Winkeln ist deshalb zu erwarten, dass nur noch eine geringe Menge der Schallwellen, die die Reverberationen bedingen, zum Schallkopf reflektiert werden (in Analogie zur Darstellung nichtechogener Kanülen, s. **Abb. 2**). Die Abnahme von Verschattungen bei höheren Einstichwinkeln ist damit zu erklären, dass mit zunehmendem Winkel eine immer kleinere Fläche des Ultraschallbildes unter der Nadel liegt.

Um eine einfachere Anordnung der Kanüle in der Schallebene zu erreichen, wurde in der vorliegenden Arbeit ein mechanisches Nadelführungs-System entsprechend der in früheren Studien beschriebenen (Bondestam and Kreula 1989; Maecken, Zenz, and Grau 2007; Hopkins and Bradley 2001; Guo, et al. 2012) verwendet. In der Praxis kann trotz einzelner positiver experimenteller Ergebnisse hinsichtlich Geschwindigkeit und Nadelvisualisierung (Gupta, et al. 2013; van Geffen, et al. 2008) keine klare Empfehlung für eine mechanische Nadelführung ausgesprochen werden, da dies nach Ansicht von Experten die nötige Flexibilität in der Handhabung behindert (Steinfeldt, et al. 2015; Wiesmann, et al. 2014b; Chin, et al. 2008). Außerdem stellen die Notwendigkeit einer längeren Nadel sowie ein längerer Stichkanal (Gupta, et al. 2013) Nachteile dar. Im Fall des vorliegenden Experiments kann angenommen werden, dass die Führung in Verbindung mit dem experimentellen Setting tendenziell eine bessere Sichtbarkeit der Nadeln im Vergleich zu einem klinischen Gebrauch zur Folge hatte. Vor allem bei schlechterer Sichtbarkeit (also bei hohen Einstichwinkeln) half der Nadelhalter, die Nadel im Sichtfeld zu halten. Die echogene Nadel bot besonders im Bereich des Schaftes eine über alle Winkel hervorragende Sichtbarkeit, während die konventionelle Nadel mit höheren Winkeln stark an Auffälligkeit abnahm. Daher

kann vermutet werden, dass sich der Nadelhalter positiv auf die Sichtbarkeit der konventionellen Nadel auswirkte, während die Einflüsse auf die echogene Nadel zu vernachlässigen sind. In vivo und ohne Nadelhalter sind demnach noch größere Unterschiede in der Sichtbarkeit zu erwarten.

Die Ergebnisse der Studie können auch im Hinblick auf Ausbildung und Übung interpretiert werden. Es konnte in einer Studie von Kilicaslan et al. gezeigt werden, dass Anästhesisten mit fehlender Erfahrung im Bereich der Regionalanästhesie die hier verwendete Nadel gegenüber einer anderen kommerziell erhältlichen echogenen Nadel im Tierphantom als besser sichtbar einschätzen (Kilicaslan, et al. 2013). In einer klinischen Studie von Sites et al. stellte ein Nadelvorschub bei fehlender Sichtbarkeit der Kanüle den häufigsten Fehler dar (Sites, et al. 2007), was die Gefahr von Komplikationen wie z.B. Gefäßpunktion mit sich bringt (Sites, et al. 2007). Die Autoren betrachteten den Kanülevorschub als eine reflexhafte Antwort auf fehlende Sichtbarkeit. Dieses Problem könnte durch Verwendung von Compound Imaging oder echogener Technologie gelöst werden, da die Kanüle hierdurch auch ohne Bewegung einfacher wiederzufinden ist. Weitere mit der Sichtbarkeit in Zusammenhang stehende Fehler waren die

Unfähigkeit, eine intramuskuläre Lage der Spitze zu erkennen (Sites, et al. 2007) oder die Wahl eines für die Sichtbarkeit ungünstigen Einstichwinkels (Sites, et al. 2007). Barrington et al. demonstrierten, dass Unerfahrene an Leichen ca. 28 Versuche benötigen, um eine zuverlässige Injektion von Flüssigkeit an den N. ischiadicus gewährleisten zu können (Barrington, et al. 2012). Dabei korrelierte die Sichtbarkeit der Nadel und Nadelspitze im Ultraschall während des Einstichs signifikant mit der Sichtbarkeit der Nadelspitze bei Injektion. Als dritt- und vierhäufigste Fehler wurden das Verschieben der Nadel ohne Visualisierung im Ultraschall und der Blick auf die Hände oder Nadel anstatt den Ultraschallbildschirm angegeben (kombiniert 29 % aller Fehler). Zur Verwendung kam eine konventionelle Kanüle für einzeitige periphere Regionalanästhesie, zu Benutzung von SCI wird keine Angabe gemacht. Es kann vermutet werden, dass SCI und echogenes Nadeldesign die angegebenen Fehler in der Häufigkeit gemindert hätten.

In der vorliegenden Arbeit unterschied sich die Sichtbarkeit der Spitze beider Kanülen signifikant, wobei die echogene Kanüle stets überlegen war. Bei dieser Kanüle war wiederum der Schaft mit beiden Ultraschalleinstellungen und in allen Winkeln stets besser zu sehen als die Spitze. Die Nadelspitze der echogenen

Nadel büßte bei größer werdendem Einstichwinkel an Sichtbarkeit ein, blieb jedoch stets besser sichtbar als die Spitze der konventionellen Nadel. In früheren Studien zeigte sich, dass die echogene Kanüle eine bessere Bestimmung der Spitzenposition erlaubte als andere Nadeln (Sviggum, et al. 2013; Hebard and Hocking 2011; Hebard, Hocking, and Murray 2011). Bei der konventionellen Kanüle hingegen zeigte sich in der hier besprochenen Arbeit eine Tendenz zur besseren Sichtbarkeit der Spitze gegenüber dem Schaft bei hohen Einstichwinkeln (40 und 45°). Dieses Phänomen kann durch die Schalleigenschaften des Schliffs erklärt werden, der eher einen diffusen als einen spiegelnden Reflektor darstellt und so bei allen Winkeln Schall zur Sonde reflektiert (Chapman, Johnson, and Bodenham 2006).

Die Frage nach der Korrelation zwischen Spitzensichtbarkeit und Schaftsichtbarkeit ist von Interesse. Es bestand makroskopisch kein Unterschied zwischen den Spitzen der beiden untersuchten Nadeln. Der verwendeten Nadel wird auch im Vergleich mit anderen echogenen Nadeln eine bessere Spitzensichtbarkeit bescheinigt (Sviggum, et al. 2013; Kilicaslan, et al. 2013; Hebard, Hocking, and Murray 2011). Zwei weitere Untersuchungen, bei der jeweils Spitze und Schaft getrennt voneinander bewertet wurden, wiesen ebenfalls eine bessere Sichtbarkeit sowohl des

Schaftes als auch der Spitze nach (Abbal, et al. 2015; Sviggum, et al. 2013). Eine Erklärung, warum am Schaft eingesetzte echogene Technologie die Auffälligkeit der Spitze verbessern soll, wird nicht erbracht. Anhand der vorhandenen Literatur lässt sich nicht ableiten, ob die Spitze der Nadel selbst besondere echogene Eigenschaften hat.

Gegensätzliche Ergebnisse lieferte eine Studie an einem älteren Ultraschallgerät ohne SCI (Nakagawa, et al. 2015). Die echogene Kanüle mit der besten Abbildung der Spitze blieb ungeachtet des Einstichwinkels ohne signifikante Verbesserung der Spitzensichtbarkeit im Vergleich zur nichtechogenen Kontrolle. Die Sichtbarkeit des Kanülenschaftes hingegen wurde bei der am besten gewerteten echogenen Kanüle sowohl objektiv (Vergleich der Helligkeit der Nadel mit dem Hintergrund in einem Screenshot des Ultraschallgerätes mittels Computerprogramm) als auch subjektiv (Beurteilung der Sichtbarkeit von Kanüle und Spitze auf Ausdrucken der Screenshots auf einer 5-Punkt-Skala) übereinstimmend besser beurteilt als die der Kontrolle. Gleichzeitig wies die untersuchte konventionelle Nadel eine fast gleichbleibende Echogenität der Spitze trotz Vergrößerung des Einstichwinkels auf. Die Ergebnisse stehen im Kontrast zu den hier gewonnenen Erkenntnissen, die besagen, dass die Nadelspitze der echogenen Kanüle im Vergleich zur

konventionellen Kanüle bereits ab 30° Einstichwinkel besser zu sehen war. Zwischen den verwendeten Nadeln in beiden Studien gab es keine Überlappung.

Die Fa. Pajunk erklärte in einer persönlichen Korrespondenz mit dem Autor dieser Arbeit, dass sie als einzige mit der in Kapitel 2.2 genannten Schliffgeometrie (20° Grundschliff, 27° Spitzenschliff) arbeite. Hieraus könnte sich eine Erklärung für die verbesserte Spitzensichtbarkeit im Vergleich mit den Nadeln anderer Hersteller ergeben. Die Unterschiede in der Sichtbarkeit der Kanülen in der vorliegenden Studie werden dadurch jedoch nicht erklärt, da die Nadeln laut Herstellerangaben an der Spitze identisch verarbeitet worden sind. Für die vorliegende Arbeit lässt sich vermuten, dass die verbesserte Schaftsichtbarkeit eine zuverlässigere Extrapolation der Spitzenposition erlaubt. Die kurze und - vor stark echogenem Hintergrund - unauffällige Nadelspitze wird schlechter erkannt, wenn der ungefähre Bildausschnitt, in dem sie zu suchen ist, nicht durch einen echogenen Nadelschaft angedeutet wird.

Die Sichtbarkeit der Spitze hat Bedeutung für die Patientensicherheit, da nachgewiesen wurde, dass die Nadelspitze häufig tiefer im Gewebe liegt, als von Probanden geschätzt (Hebard, Hocking, and Murray 2011). Anhand der hier besprochenen Daten konnte gezeigt werden, dass die

Verwendung von SCI die Sichtbarkeit der Nadelspitze ungeachtet der verwendeten Nadel und des Einstichwinkels verbessert, was das Risiko für eine Fehleinschätzung verringert.

In der kombinierten klinischen und experimentellen Studie von **Abbal et al.** (Abbal, et al. 2015) wurden eine echogene und eine nichtechogene Nadel im Hinblick auf objektive und subjektive Kriterien wie Komfort des Untersuchers während der Prozedur und Sichtbarkeit in aufgenommenen Videos untersucht. Die Einstichwinkel sowohl experimentell als auch klinisch waren durch einzuhaltende Grenzen festgelegt. Bezüglich beider Endpunkte wird ein Vorteil der echogenen Nadel bei Winkeln $> 30^\circ$ festgestellt. Bezüglich Artefakten und Darstellung des umgebenden Gewebes ergeben sich jedoch Vorteile für die nichtechogenen Nadel (im Gegensatz zur hier vorliegenden Untersuchung). Klinisch ergeben sich Hinweise auf seltenere Parästhesien unter Verwendung der echogenen Nadel.

5.3 Limitationen

Es lassen sich Limitationen der Studie und ihrer Ergebnisse erkennen, die sich durch das verwendete Modell, die verwendeten Nadeln, die Durchführung der Versuche und die Auswertung ergeben.

Es wurden formalinfixierte Leichen als Modell verwendet, die eine klinische Anwendung möglichst realistisch simulieren sollen. Die bereits im Kapitel 1.6 erwähnte Vorstudie zur vorliegenden Arbeit konnte eine gute Vergleichbarkeit von formalinfixierten Leichen mit vitalem menschlichem Gewebe demonstrieren, im Gegensatz zu tierischen und synthetischen Modellen (Wiesmann, et al. 2012). Jedoch wirkt sich die Formalinfixierung auf die Beweglichkeit des die Nadel umgebenden Gewebes sowie die Echogenität aus, was die Lokalisierung einer Nadel beeinflussen kann. Guo et al. (Guo, et al. 2012) verwendeten für ihre Studie Leichen, die nach der Thiel-Methode konserviert wurden, welche eine gute Beweglichkeit, realistische Gewebswiderstände (Eisma, et al. 2011) und gute Schallbedingungen aufweisen sollen (Benkhadra, et al. 2009; Guo, et al. 2012). Diese Art der Fixierung ist gegenwärtig jedoch nicht weit verbreitet, vergleichsweise teuer und stand dem

Verfasser dieser Dissertationsschrift nicht zu Verfügung.

In zwei Studien, die verschiedene Nadeln verglichen, wurden frisch aufgetaute Leichen verwendet, durch welche ein klinisches Setting realitätsgetreu nachgestellt werden sollte (Edgcombe and Hocking 2010; Hebard, Hocking, and Murray 2011). Bei einer Studie, die Leichen von kürzlich verstorbenen mit Thiel-Leichen verglich, kamen jedoch Zweifel auf, ob frische Leichen das optimale Modell darstellen (Benkhadra, et al. 2009).

Unter anderem Hebard et al. (Hebard and Hocking 2011) sowie Abbal et al. (Abbal, et al. 2015) führten eine klinische Studie an Patienten durch. Im hier besprochenen, experimentellen Setting war die Darstellung an menschlichen Probanden aus ethischen Gründen nicht möglich, da für das Experiment mindestens 20 Hautperforationen pro Leiche mit folgend lebhafter Nadelbewegung nötig waren. Die Durchführung am Menschen wäre im Vergleich zur therapeutischen Anwendung (angestrebt wird eine einzelne Hauptperforation mit folgend möglichst geringer Bewegung der Kanüle) mit erhöhter Verletzungsgefahr und potentiell größeren Schmerzen durch die Prozedur einhergegangen.

Eine weitere Limitation besteht darin, dass im vorliegenden Experiment nur eine echogene Kanüle verwendet wurde. Es

existieren momentan mehrere Kanülen mit echogenem Design, welche sich je nach Hersteller unterscheiden (Hebard, Hocking, and Murray 2011; Edgcombe and Hocking 2010). Die verschiedenen Konstruktionen haben potentiell unterschiedliche Auswirkungen auf die Sichtbarkeit, wenn sie zusammen mit SCI verwendet werden. Diese Unterschiede wurden hier nicht untersucht, jedoch gibt es Anhaltspunkte, dass die im hier besprochenen Versuch verwendete Nadel die gegenwärtig beste Sichtbarkeit aller wissenschaftlich untersuchten, kommerziell erhältlichen Nadeln bietet (Kilicaslan, et al. 2013; Sviggum, et al. 2013; Guo, et al. 2012; Edgcombe and Hocking 2010; Hebard, Hocking, and Murray 2011; Hebard and Hocking 2011).

Die Betrachtung des Herstellungsprozesses und der Schlifftechniken der Nadeln, welche eventuell einen Aufschluss über die Ursache bestimmter Ultraschalleigenschaften der Nadelspitze (s. Kapitel 4.2 „Einordnung der Ergebnisse in Bezug zur Literatur“) erlauben würde, wird durch diese Arbeit nicht unternommen. Da die echogene Nadel jedoch eine bessere Spitzen- und Schaftdarstellung in sich vereint, ist dies in der klinischen Praxis nicht von Relevanz. Ob die hier verwendete Nadelspitze mit dem 20°/27° Schliff (s. Kapitel 2.2) auch

unabhängig vom Nadelschaft besser sichtbar ist als Nadelspitzen mit konventionellem Schliff, wurde nicht untersucht.

Ein erkennbarer Nachteil der echogenen Nadeln ist ihr um ca. 2 Euro höherer Preis im Vergleich zu den konventionellen Nadeln. Vom wirtschaftlichen Standpunkt aus gesehen könnten mögliche Zeitersparnis sowie geringere Komplikationsrate mit niedrigeren Folgekosten diese Mehrausgaben rechtfertigen. Zusätzlich zeichnet sich aktuell aufgrund der starken Konkurrenzsituation auf dem Markt ein drastischer Preisverfall ab (nach Aussage von PD Dr. Wiesmann sowie Vertretern diverser Nadelhersteller in persönlicher Kommunikation).

Moderne Ultraschallgeräte sind die Voraussetzung für die Anwendung der untersuchten Hilfsmittel. Es stellt einen weiteren Kostenfaktor dar, zu jeder Zeit ausreichend viele und entsprechend ausgestattete Geräte vorzuhalten.

Die Nadeleinstiche in der vorliegenden Arbeit wurden nur in der Längsachse („in-plane“) zur Schallebene durchgeführt, was eine zusätzliche Beschränkung darstellt. In der Literatur wurde z.T. auch die Kurzachse („out-of-plane“) untersucht, in der Mehrheit der Studien wird allerdings ausschließlich die Längsachse behandelt. Mutmaßlich ist diese Tatsache darauf zurückzuführen, dass echogene Nadeln in der Längsachse erheblich auffallender

(und damit beeindruckender) erscheinen, als in der Kurzachse, da dort nur ein kurzer Abschnitt der Nadel im Bild zu sehen ist. Dadurch werden die Unterschiede zu nichtechogenen Nadeln in der Kurzachse weniger augenscheinlich. Der Fokus auf die Längsachse in der Literatur gab in der vorliegenden Arbeit den Ausschlag für die exklusive Beschäftigung mit dieser Methode. So betrachten z.B. Hebard und Hocking die Längsachse als relevanter für die Sichtbarkeit (Hebard and Hocking 2011), Sites et al. untersuchen in einer Studie an Anfängern fast ausschließlich die Längsachse, um typische Fehler bei der Durchführung von ultraschallgesteuerter Regionalanästhesie zu erforschen (Sites, et al. 2007). In der klinischen Praxis wird die Längsachse häufiger angewandt, es existieren allerdings keine Arbeiten, welche die Häufigkeit statistisch untersucht haben.

In der klinischen Praxis gibt es für die meisten Nervenblockaden keine Empfehlung für eine der beiden möglichen Herangehensweisen (Wiesmann, et al. 2014b; Marhofer, et al. 2010a), Leitlinien existieren diesbezüglich nicht (Stand: September 2019). Ausnahmen stellen hierbei unter anderem der posteriore interskalenäre Block dar, welcher laut Marhofer et al. in Kurzachse durchgeführt werden sollte, um Nervenschäden zu vermeiden (Marhofer, et al. 2010a), sowie der supraklavikuläre

Block des Plexus brachialis, welcher in Längsachse gestochen werden sollte, um das Risiko eines Pneumothorax zu verringern (Marhofer, et al. 2010a). Die nationale Leitlinie zur Nervenlokalisation empfiehlt Blockaden in Längsachse bei sehr tief gelegenen Nerven mit räumlichem Bezug zu verletzlichen Strukturen (Steinfeldt, et al. 2015), Sites et al. betrachten aus eigener Erfahrung Nervenblockaden in der Längsachse als erfolgreicher (Sites, et al. 2004). Die Herangehensweise in der Längsachse wird als anspruchsvoller beschrieben (Marhofer and Chan 2007), was jedoch unter anderem auf eine schlechte Sichtbarkeit der Nadel beim Einstichwinkel von 45° zurückgeführt wird (Marhofer and Chan 2007). Die hier vorliegenden Ergebnisse zeigen eine mögliche Lösung dieses Problems durch echogene Nadeln und SCI auf. Andere Autoren sehen wiederum die Kurzachsentechnik als schwieriger an (Speer, McLennan, and Nixon 2013). Gray führt an, dass das Auffinden der Spitze bei Verwendung der Kurzachse vor allem vor hellem Hintergrund schwierig sei, da die Zielstruktur nur aus einem kleinen weißen Punkt bestehe (Gray 2006). Damit in Verbindung steht die Gefahr, einen Querschnitt des Schaftes als Nadelspitze zu verkennen (Steinfeldt, et al. 2013). In einer Studie an 120 Patienten kamen Bloc et al. zum Schluss, dass Blockaden in Kurzachse weniger schmerzhaft seien als in Längsachse (Bloc,

et al. 2010). Dies führten die Autoren auf unterschiedlich lange Wegstrecken der Nadel zurück.

Zusammenfassend kann festgestellt werden, dass es (bis auf wenige Ausnahmen) bislang keine wissenschaftlich begründbaren Empfehlungen für oder gegen eine der beiden möglichen Techniken gibt, so dass mit der in dieser Arbeit untersuchten Methode die überwiegende Mehrzahl aller ultraschallgesteuerten Nervenblockaden durchgeführt werden kann.

Da nur ein Ultraschallgerät verwendet wurde, konnte der Einfluss des Ultraschallgerätes auf die Darstellung nicht untersucht werden. Eine vergleichende Untersuchung konnte zwar keinen signifikanten Einfluss des Ultraschallgerätes auf Nadel- und Gewebesichtbarkeit feststellen (Maecken, Zenz, and Grau 2007), dort wurde jedoch der Einfluss von SCI nicht untersucht und andere Modelle verwendet. Denkbar ist, dass sich die Technologien verschiedener Hersteller unterscheiden und es zwischen den einzelnen Geräten signifikante Unterschiede gibt. Ein Vergleich hätte jedoch den Rahmen dieser Arbeit gesprengt. Hocking und Mitchell geben außerdem zu bedenken, dass bei Einsatz von niedrigeren Ultraschallfrequenzen der Vorteil echogenen Nadeldesigns geringer sei (Hocking and Mitchell

2012). Dies könnte die Verwendung bei Blockaden an der unteren Extremität einschränken, da hier aufgrund der benötigten größeren Eindringtiefe teils Konvexsonden mit niedrigeren Frequenzen verwendet werden. Allerdings werden bis zu 95% aller peripheren Nervenblockaden als oberflächliche Blockaden in weniger als 5 cm Tiefe durchgeführt (Nowakowski, et al. 2013), was die Relevanz von tiefen Blockadetechniken (v.a. an der unteren Extremität) in den Hintergrund treten lässt. In der vorliegenden Studie wurde ausschließlich eine Linearsonde mit 6-13 MHz verwendet, was eine Einschränkung darstellt.

Das verwendete Ultraschallgerät erlaubte keine Konfiguration des installierten SCI Programms. Weder die Bildwiederholrate, die Zahl der unterschiedlichen Schallwinkel, aus denen das Displaybild zusammengesetzt wurde, noch der Winkel der Ultraschallstrahlen ließen sich einstellen. In einem Werbeprospekt der Firma Sonosite wird angedeutet, dass das Gerät sich dynamisch an die Gegebenheiten anpasse. Dies geschehe mit dem Ziel einer guten Bildqualität, aber auch um eine schnelle Bildwiederholrate ohne Motion Blur zu erzielen (Kaplan 2008). Im Prospekt wird weiter ausgeführt, dass das Gerät die Zahl der Schallwinkel automatisch an Optionen wie z.B. Tiefeneinstellung anpasse. Es kann deshalb keine Aussage

über die Zahl der Schallwinkel während einer klinischen Anwendung getroffen werden. Andere Untersucher beschrieben im Rahmen von Experimenten an Biopsienadeln manuell einstellbare Optionen bei der Zahl der Winkel an ihrem Ultraschallgerät (Oktar, et al. 2003; Saleh, et al. 2001), hier konnten ein Übersichtsmodus (drei Winkel) oder ein Zielmodus (neun Winkel) ausgewählt werden. Bei Untersuchungen unterschieden sich beide Modi nicht signifikant voneinander (Saleh, et al. 2001). Eine vergleichende Untersuchung im Hinblick auf Regionalanästhesienadeln war in der vorliegenden Arbeit aufgrund der fehlenden Einstellungsoptionen nicht möglich.

Schließlich ergibt sich die Limitation, dass die Auswertung der Videos von einem einzigen, in der Regionalanästhesie erfahrenen Anästhesisten durchgeführt wurde. Andere, in der Regionalanästhesie erfahrene Untersucher, könnten die Nadelsichtbarkeit und Bildqualität möglicherweise anders bewerten. Es wurde allerdings gezeigt, dass verschiedene Beobachter bei der Bewertung von Ultraschallvideos oder Bildern in hohem Maße übereinstimmen (Guo, et al. 2012).

Eine objektive Messung der Nadelsichtbarkeit fand in der

vorliegenden Untersuchung nicht statt. In weiteren Studien, welche objektive (anhand einer Pixelhelligkeitsmessung mittels Auswertung unter Zuhilfenahme von Bildbetrachtungsprogrammen am PC) und subjektive Evaluierung verschiedener Nadeln im Phantom miteinander verglichen, bestand eine hohe Korrelation unter den Bewertungen des Kanülenschafts (Schafhalter-Zoppoth, McCulloch, and Gray 2004; Nakagawa, et al. 2015). Bei Nakagawa et al. stellte sich jedoch keine Korrelation bezüglich der Nadelspitze dar (Nakagawa, et al. 2015). Mögliche Gründe hierfür sind im Kapitel 5.2 (**vgl. S. 92f.**) dargelegt. Die Studie von Abbal et al. demonstrierte einen größeren subjektiven Komfort der Ärzte während des Einstechens am Modell sowie bei der Durchführung von einzeitiger peripherer Leitungsanästhesie am Patienten unter Verwendung der echogenen Pajunk Kanüle im Vergleich zur konventionellen Kontrolle (Abbal, et al. 2015). Objektiv korrelierte dies mit einer besseren Darstellung (Dauer der kompletten Darstellung) der Kanüle im Ultraschall.

Anfänger könnten die Nadeln aufgrund fehlender Erfahrung in denselben Videoaufnahmen möglicherweise schlechter lokalisieren als der Experte, was die Übertragbarkeit ins klinische Setting erschweren würde. Andere Studien kamen jedoch zum Ergebnis, dass Anfänger und Experten die Nadelsichtbarkeit

ähnlich bewerten (Hebard, Hocking, and Murray 2011; Edgcombe and Hocking 2010), was einen Bias durch Erfahrung im Umgang mit Regionalanästhesie unwahrscheinlich macht.

Es steht des Weiteren der Beweis aus, dass die hier gewonnenen Ergebnisse in der Klinik zur besseren Sicherheit des Verfahrens beitragen. In einer klinischen Studie, welche die Sichtbarkeit der Sonoplex Kanüle bei der axillären Nervenblockade untersuchte, zeigte sich eine bessere Sichtbarkeit im Modell und am Patienten sowie eine Verbesserung des Komforts des Anwenders bei Einstichwinkeln über 30° (Abbal, et al. 2015). Unterschiede bezüglich Komplikations- und Erfolgsraten wurden nicht berichtet. Hierfür müsste insbesondere die Häufigkeit dauerhafter neurologischer Schäden untersucht werden. Da bleibende Schäden jedoch bei allen Anwendungen der Regionalanästhesie sehr selten sind, müsste eine vergleichende Studie eine sehr große Zahl an Patienten einschließen.

5.4 Ausblick

Durch den Einsatz einer echogenen Regionalanästhesiekanüle sowie von SCI konnte die Sichtbarkeit der gesamten Kanüle im Gewebe signifikant verbessert werden. Dies hat offensichtliche Vorteile für die Sicherheit des Anästhesieverfahrens: Da die Kanüle besser sichtbar ist, kann ihre Lage im Bezug zu anatomischen Strukturen genauer bestimmt werden, wodurch Komplikationen vermieden werden können.

Die hier vorgestellte Arbeit führt zu neuen Fragen, die Themen für zukünftige Studien darstellen könnten:

Bei Patienten mit Adipositas kommt es häufiger zum Versagen der Regionalanästhesie (Ingrande, Brodsky, and Lemmens 2009). Die Frage, ob die bessere Sichtbarkeit von echogenen Kanülen auch im tiefen Gewebe möglicherweise die Anwendung bei Patienten ermöglicht, die bisher nicht von der Anwendung profitieren konnten (in manchen Studien stellte ein zu hoher BMI ein Ausschlusskriterium dar (Williams, et al. 2003)), wurde in der Literatur bisher lediglich in Fallberichten erörtert (Kilicaslan, et al. 2014). Es gibt jedoch Hinweise auf das Potential der Methode

(Kilicaslan, et al. 2014). Die Rolle von SCI wurde in diesem Zusammenhang noch nicht systematisch untersucht.

Bisher wurden die Unterschiede der verschiedenen Algorithmen für SCI der unterschiedlichen Hersteller keinem Vergleich unterzogen.

Viele neu verfügbare Nadelführungshilfen (magnetische und elektromagnetische Führung, Scherwellenelastographie, Verbindung von Schallkopf und Führung und Weitere) wurden noch nicht klinisch evaluiert oder verglichen, ebensowenig die Sichtbarkeit von Nadeln für die Regionalanästhesie bei Thiel-Leichen gegenüber formalinfixierten Leichen.

Aus den gewonnenen Daten vor dem Hintergrund der Literatur ergibt sich die Frage, ob die Schlifftechnik der Kanülenspitze (ohne Beachtung des Schaftes) beziehungsweise eine spezielle Nadelspitzenkonfiguration (Facettenschliff, Schrägschliff, Tuohy, Sprotte, Crawford etc.) eine Rolle bei der Sichtbarkeit im Ultraschall spielt. Eine darauf ausgerichtete Untersuchung unter den hier beschriebenen Umständen (Bewertung von Videos mit dynamischer Bewegung) ist allerdings nur schwer zu realisieren, da stets auch der Schaft sichtbar ist. Eine Auswertung an Standbildern mit nachbearbeiteten Aufnahmen unter

Auslöschung des Nadelschaftes ist möglich, jedoch weniger aussagekräftig bezüglich der Übertragbarkeit ins Alltagssetting.

Dem Einfluss von Beschichtung auf Nadeln für die Regionalanästhesie wurde ebenfalls noch nicht systematisch nachgegangen.

6. Zusammenfassung

Einleitung: Die ultraschallgesteuerte Regionalanästhesie wird verwendet, um Operationen ohne Allgemeinanästhesie durchführen zu können und Schmerzzustände zu behandeln. Für die Sicherheit und Zuverlässigkeit des Verfahrens ist die direkte und vollständige Visualisierung der eingebrachten Kanüle mittels Ultraschall erforderlich. Aufgrund der Schalleigenschaften von konventionellen Kanülen wird deren Auffälligkeit mit größerem Einstichwinkel zur Oberfläche zunehmend schlechter, was die Anwendung erschwert. Um diesem Problem zu begegnen, sind spezielle echogene Kanülen entwickelt worden. Eine solche wurde in Verbindung mit dem Ultraschallmodus Spatial Compound Imaging in Bezug auf Sichtbarkeit und Artefakte untersucht. Darüber hinaus wurden die Gewebedarstellung und die Artefaktformation bei der Verwendung von Spatial Compound Imaging untersucht.

Material und Methoden: An fixierten Leichen wurden mit einer konventionellen und einer echogenen Kanüle Einstiche in verschiedenen Winkeln vorgenommen, welche im Ultraschall dargestellt und als Video gespeichert wurden. Dabei wurde entweder normale Bildgebung oder Compound Imaging

verwendet. Ein verblindeter Untersucher bewertete die insgesamt 200 Videos auf einer 4-Punkt-Skala im Hinblick auf Sichtbarkeit des Nadelschaftes, der Nadelspitze, Artefaktbildung durch die Kanüle, Qualität der Gewebedarstellung sowie Speckle-Artefakte. Mit Hilfe von schrittweiser linearer Regression wurde der Einfluss der einzelnen Bewertungskriterien auf die Sichtbarkeit ermittelt.

Ergebnisse: Die Verwendung der echogenen Kanüle führte zu einer erhöhten Sichtbarkeit von Kanülenschaft und Spitze, vor allem bei steilen Einstichwinkeln. Außerdem verursachte sie weniger Artefakte. Spatial Compound Imaging führte ebenfalls zu besserer Sichtbarkeit von Spitze und Schaft sowie zu besserer Gewebedarstellung, weniger kanülenbedingten Artefakten und weniger Speckle-Artefakten.

Schlussfolgerung: Echogene Kanülen erhöhen die Nadelsichtbarkeit, vor allem bei hohen Einstichwinkeln. Spatial Compound Imaging verbessert sowohl die Sichtbarkeit konventioneller als auch echogener Kanülen und sorgt für eine höhere Qualität der Gewebedarstellung. Die Kombination beider Instrumente kann die Anwendbarkeit des Verfahrens erleichtern, ohne zusätzlichen Arbeitsaufwand und relevant höhere Kosten zu verursachen. Ob dies Auswirkungen auf die Anwendung in

der Klinik und Ausbildung hat, sollte Gegenstand weiterer Studien sein.

6.1. Summary

Introduction: Ultrasound-guided regional anesthesia is used to perform surgery without the need for general anesthesia, or to deliver postoperative analgesic therapy. For being safe and reliable, direct and complete visualization of the introduced needle is a pivotal aspect. Due to the sonographic properties of conventional needles, their conspicuity decreases with increasing angle of incidence, which impedes the method. To address this problem, dedicated echogenic needles have been designed. Such a needle, in combination with the ultrasound imaging mode “Spatial Compound Imaging” (SCI) has been investigated with respect to visualization and artifacts. Imaging of tissue and speckle artifacts when using SCI were additionally investigated aspects.

Material and Methods: Conventional and echogenic needles have been inserted into formalin-embalmed cadavers at different angles of incidence, with videos of the ultrasound being stored. The videos were captured using SCI and conventional scanning. A blinded investigator rated the 200 videos on a 4-point scale in regard to visibility of needle shaft, needle tip, artifact formation by needle, quality of tissue imaging and speckle artifacts. Step-wise

linear regression was used to calculate the influence of the evaluation criteria on visibility.

Results: Use of the echogenic needle lead to a higher visibility of needle shaft and tip, especially at high angles of incidence. It also caused fewer artifacts. SCI too lead to better visualization of tip and shaft, as well as better tissue visualisation, less needle-caused artifacts and speckle artifacts.

Conclusion: Echogenic needles improve visibility, especially at high angles of incidence. SCI improves visibility of conventional as well as echogenic needles and delivers a higher quality of tissue imaging. Combining both instruments can render the procedure more applicable, without causing additional effort. Influence on clinical use and training should be investigated in further studies.

7. Literaturverzeichnis

- Abbal, B., et al. 2015. "Enhanced Visual Acuity with Echogenic Needles in Ultrasound-Guided Axillary Brachial Plexus Block: A Randomized, Comparative, Observer-Blinded Study." *Minerva Anestesiol* 81, no. 4 (Apr): 369-78.
- Abrahams, M. S., et al. 2009. "Ultrasound Guidance Compared with Electrical Neurostimulation for Peripheral Nerve Block: A Systematic Review and Meta-Analysis of Randomized Controlled Trials." *Br J Anaesth* 102, no. 3 (Mar): 408-17. <http://dx.doi.org/10.1093/bja/aen384>.
- Ball, R. D., et al. 2012. "Randomized, Prospective, Observational Simulation Study Comparing Residents' Needle-Guided Vs Free-Hand Ultrasound Techniques for Central Venous Catheter Access." *Br J Anaesth* 108, no. 1 (Jan): 72-9. <http://dx.doi.org/10.1093/bja/aer329>.
- Barrington, M. J., and R. Kluger. 2013. "Ultrasound Guidance Reduces the Risk of Local Anesthetic Systemic Toxicity Following Peripheral Nerve Blockade." *Reg Anesth Pain Med* 38, no. 4 (2013 Jul-Aug): 289-97. <http://dx.doi.org/10.1097/AAP.0b013e318292669b>.
- Barrington, M. J., et al. 2012. "Ultrasound-Guided Regional Anesthesia: How Much Practice Do Novices Require before Achieving Competency in Ultrasound Needle Visualization Using a Cadaver Model." *Reg Anesth Pain Med* 37, no. 3 (2012 May-Jun): 334-9. <http://dx.doi.org/10.1097/AAP.0b013e3182475fba>.

- Beese, RC, and S Lowe. 1998. "The Use of Turkey Breast and Stuffed Olives as a Soft Tissue Model for the Teaching and Practice of Ultrasound Guided Interventional Procedures." *European Journal of Ultrasound, Volume 7, Supplement 1, February 1998* , pp. 12-12(1) 7: 12-12(1).
- Benkhadra, Mehdi, et al. 2009. "Comparison of Fresh and Thiel's Embalmed Cadavers According to the Suitability for Ultrasound-Guided Regional Anesthesia of the Cervical Region." *Surgical and Radiologic Anatomy* 31, no. 7: 531-5. <http://dx.doi.org/10.1007/s00276-009-0477-z>.
- Bergin, D., et al. 2002. "Echogenic Polymer Coating: Does It Improve Needle Visualization in Sonographically Guided Biopsy?" *AJR Am J Roentgenol* 178, no. 5 (May): 1188-90. <http://dx.doi.org/10.2214/ajr.178.5.1781188>.
- Bloc, S., C. Ecoffey, and G. Dhonneur. 2008. "Controlling Needle Tip Progression During Ultrasound-Guided Regional Anesthesia Using the Hydrolocalization Technique." *Reg Anesth Pain Med* 33, no. 4 (2008 Jul-Aug): 382-3. <http://dx.doi.org/10.1016/j.rapm.2008.01.007>.
- Bloc, S., et al. 2010. "Comfort of the Patient During Axillary Blocks Placement: A Randomized Comparison of the Neurostimulation and the Ultrasound Guidance Techniques." *Eur J Anaesthesiol* 27, no. 7 (Jul): 628-33. <http://dx.doi.org/10.1097/EJA.0b013e328333fc0a>.
- Bomberg, H., et al. 2018. "Risks and Benefits of Ultrasound, Nerve Stimulation, and Their Combination for Guiding Peripheral Nerve Blocks: A Retrospective Registry Analysis." *Anesth Analg* 127, no. 4 (Oct): 1035-1043. <http://dx.doi.org/10.1213/ANE.00000000000003480>.

- Bondestam, S., and J. Kreula. 1989. "Needle Tip Echogenicity. A Study with Real Time Ultrasound." *Invest Radiol* 24, no. 7 (Jul): 555-60.
- Brinkmann, S., et al. 2013. "Single-Operator Real-Time Ultrasound-Guided Spinal Injection Using Sonixgps™: A Case Series." *Can J Anaesth* 60, no. 9 (Sep): 896-901. <http://dx.doi.org/10.1007/s12630-013-9984-9>.
- CAE Healthcare USA, 6300 Edgelake Drive Sarasota, FL 34240. 2014. "Blue Phantom Web Page." Accessed 05.03.2014, 2014.
- Chapman, G. A., D. Johnson, and A. R. Bodenham. 2006. "Visualisation of Needle Position Using Ultrasonography." *Anaesthesia* 61, no. 2 (Feb): 148-58. <http://dx.doi.org/10.1111/j.1365-2044.2005.04475.x>.
- Chin, K. J., et al. 2008. "Needle Visualization in Ultrasound-Guided Regional Anesthesia: Challenges and Solutions." *Reg Anesth Pain Med* 33, no. 6 (2008 Nov-Dec): 532-44.
- Choquet, O., B. Abbal, and X. Capdevila. 2013. "The New Technological Trends in Ultrasound-Guided Regional Anesthesia." *Curr Opin Anaesthesiol* (Aug). <http://dx.doi.org/10.1097/01.aco.0000432512.15694.dd>.
- Culp, W. C., et al. 2000. "Relative Ultrasonographic Echogenicity of Standard, Dimpled, and Polymeric-Coated Needles." *J Vasc Interv Radiol* 11, no. 3 (Mar): 351-8.
- Danelli, G., et al. 2009. "Ultrasound Vs Nerve Stimulation Multiple Injection Technique for Posterior Popliteal Sciatic Nerve Block." *Anaesthesia*

64, no. 6 (Jun): 638-42. <http://dx.doi.org/10.1111/j.1365-2044.2009.05915.x>.

Delorme, Stefan, Jürgen Debus, and Klaus-Vitold Jenderka. 2012. *Sonografie, 105 Tabellen*. 3., vollständig überarb. u. erw. Aufl. ed. *Duale Reihe*. Thieme Verlag Stuttgart, ISBN-13: 978-3131369536.

Desser, T. S., and R. B. Jeffrey. 2001. "Tissue Harmonic Imaging Techniques: Physical Principles and Clinical Applications." *Semin Ultrasound CT MR* 22, no. 1 (Feb): 1-10.

Dingemans, E., et al. 2007. "Neurostimulation in Ultrasound-Guided Infraclavicular Block: A Prospective Randomized Trial." *Anesth Analg* 104, no. 5 (May): 1275-80, tables of contents. <http://dx.doi.org/10.1213/01.ane.0000226101.63736.20>.

Edgcombe, H., and G. Hocking. 2010. "Sonographic Identification of Needle Tip by Specialists and Novices: A Blinded Comparison of 5 Regional Block Needles in Fresh Human Cadavers." *Reg Anesth Pain Med* 35, no. 2 (Mar-Apr): 207-11.

Eisma, R., et al. 2011. "A Comparison of Thiel and Formalin Embalmed Cadavers for Thyroid Surgery Training." *Surgeon* 9, no. 3 (Jun): 142-6. <http://dx.doi.org/10.1016/j.surge.2010.09.001>.

Entrekin, R. R., et al. 2001. "Real-Time Spatial Compound Imaging: Application to Breast, Vascular, and Musculoskeletal Ultrasound." *Semin Ultrasound CT MR* 22, no. 1 (Feb): 50-64.

- Ferre, RM, and M Mercier. 2013. *The Use of a Novel Ultrasound Guidance System for Real-Time Central Venous Cannulation: Initial Report on Safety and Efficacy*. Vol. 6 Supplement 1: Critical Ultrasound Journal.
- Gray, A. T. 2006. "Ultrasound-Guided Regional Anesthesia: Current State of the Art." *Anesthesiology* 104, no. 2 (Feb): 368-73, discussion 5A.
- Gray, A. T., and I. Schafhalter-Zoppoth. 2005. "'Bayonet Artifact' During Ultrasound-Guided Transarterial Axillary Block." *Anesthesiology* 102, no. 6 (Jun): 1291-2.
- Guo, S., et al. 2012. "Echogenic Regional Anaesthesia Needles: A Comparison Study in Thiel Cadavers." *Ultrasound Med Biol* 38, no. 4 (Apr): 702-7. <http://dx.doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2012.01.001>.
- Gupta, R. K., et al. 2013. "Improving Needle Visualization by Novice Residents During an in-Plane Ultrasound Nerve Block Simulation Using an in-Plane Multiangle Needle Guide." *Pain Med* 14, no. 10 (Oct): 1600-7. <http://dx.doi.org/10.1111/pme.12160>.
- Hebard, S., and G. Hocking. 2011. "Echogenic Technology Can Improve Needle Visibility During Ultrasound-Guided Regional Anesthesia." *Reg Anesth Pain Med* 36, no. 2 (Mar-Apr): 185-9.
- Hebard, S., G. Hocking, and K. Murray. 2011. "Two-Dimensional Mapping to Assess Direction and Magnitude of Needle Tip Error in Ultrasound-Guided Regional Anaesthesia." *Anaesth Intensive Care* 39, no. 6 (Nov): 1076-81.

- Heckemann, R., and K. J. Seidel. 1983. "The Sonographic Appearance and Contrast Enhancement of Puncture Needles." *J Clin Ultrasound* 11, no. 5 (1983 Jun-Jul): 265-8.
- Hocking, G., S. Hebard, and C. H. Mitchell. 2011. "A Review of the Benefits and Pitfalls of Phantoms in Ultrasound-Guided Regional Anesthesia." *Reg Anesth Pain Med* 36, no. 2 (Mar-Apr): 162-70.
- Hocking, G., and C. H. Mitchell. 2012. "Optimizing the Safety and Practice of Ultrasound-Guided Regional Anesthesia: The Role of Echogenic Technology." *Curr Opin Anaesthesiol* 25, no. 5 (Oct): 603-9. <http://dx.doi.org/10.1097/ACO.0b013e328356b835>.
- Hopkins, R. E., and M. Bradley. 2001. "In-Vitro Visualization of Biopsy Needles with Ultrasound: A Comparative Study of Standard and Echogenic Needles Using an Ultrasound Phantom." *Clin Radiol* 56, no. 6 (Jun): 499-502. <http://dx.doi.org/10.1053/crad.2000.0707>.
- Ilfeld, B. M. 2011. "Continuous Peripheral Nerve Blocks: A Review of the Published Evidence." *Anesth Analg* 113, no. 4 (Oct): 904-25. <http://dx.doi.org/10.1213/ANE.0b013e3182285e01>.
- Ingrande, J., J. B. Brodsky, and H. J. Lemmens. 2009. "Regional Anesthesia and Obesity." *Curr Opin Anaesthesiol* 22, no. 5 (Oct): 683-6. <http://dx.doi.org/10.1097/ACO.0b013e32832eb7bd>.
- Jandzinski, D. I., et al. 2003. "Treated Needles: Do They Facilitate Sonographically Guided Biopsies?" *J Ultrasound Med* 22, no. 11 (Nov): 1233-7.

- Jespersen, S. K., J. E. Wilhjelm, and H. Sillesen. 1998. "Multi-Angle Compound Imaging." *Ultrason Imaging* 20, no. 2 (Apr): 81-102.
- Kalagara, H. K., et al. 2015. "Effect of Body Mass Index on Angle of Needle Insertion During Ultrasound-Guided Lateral Sagittal Infraclavicular Brachial Plexus Block." *J Clin Anesth* 27, no. 5 (Aug): 375-9. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jclinane.2015.03.039>.
- Kaplan, Mitch. 2008. *Sonomb™ Technology an Advanced Method to Enhance Image Quality*. Werbebroschüre, durch persönliche Korrespondenz erhalten: Fa Sonosite, Bothell, Washington.
- Kapral, S., et al. 1994. "Ultrasound-Guided Supraclavicular Approach for Regional Anesthesia of the Brachial Plexus." *Anesth Analg* 78, no. 3 (Mar): 507-13.
- Kilicaslan, A., et al. 2014. "Ultrasound-Guided Multiple Peripheral Nerve Blocks in a Superobese Patient." *Case Rep Anesthesiol* 2014: 896914. <http://dx.doi.org/10.1155/2014/896914>.
- . 2013. "Differences in Tip Visibility and Nerve Block Parameters between Two Echogenic Needles During a Simulation Study with Inexperienced Anesthesia Trainees." *J Anesth* (Oct). <http://dx.doi.org/10.1007/s00540-013-1720-7>.
- Koscielniak-Nielsen, Z. J., H. Rasmussen, and L. Hesselbjerg. 2009. "An Animal Model for Teaching Ultrasound-Guided Peripheral Nerve Blocks." In *Reg Anesth Pain Med*, vol 34, 379-80. United States.

- la Grange, P., P. A. Foster, and L. K. Pretorius. 1978. "Application of the Doppler Ultrasound Bloodflow Detector in Supraclavicular Brachial Plexus Block." *Br J Anaesth* 50, no. 9 (Sep): 965-7.
- Laine, H. R., and J. Rainio. 1993. "An Inexpensive Method of Improving Visualisation of the Needle Tip in Fine Needle Aspiration Biopsy (Fnab)." *Ann Chir Gynaecol* 82, no. 1: 43-5.
- Li, L., et al. 2019. "Ultrasound Guidance Enhances the Efficiency of Brachial Plexus Block and Ameliorates the Vascular Injury Compared with Nerve Stimulator Guidance in Hand Surgery Patients." *J Invest Surg* (Jan): 1-6. <http://dx.doi.org/10.1080/08941939.2018.1539792>.
- Lin, D. C., et al. 2002. "Advantages of Real-Time Spatial Compound Sonography of the Musculoskeletal System Versus Conventional Sonography." *AJR Am J Roentgenol* 179, no. 6 (Dec): 1629-31. <http://dx.doi.org/10.2214/ajr.179.6.1791629>.
- Maecken, T., M. Zenz, and T. Grau. 2007. "Ultrasound Characteristics of Needles for Regional Anesthesia." In *Reg Anesth Pain Med*, vol 32, 440-7. United States.
- Marhofer, P., and V. W. Chan. 2007. "Ultrasound-Guided Regional Anesthesia: Current Concepts and Future Trends." *Anesth Analg* 104, no. 5 (May): 1265-9, tables of contents. <http://dx.doi.org/10.1213/01.ane.0000260614.32794.7b>.
- Marhofer, P., M. Greher, and S. Kapral. 2005. "Ultrasound Guidance in Regional Anaesthesia." *Br J Anaesth* 94, no. 1 (Jan): 7-17. <http://dx.doi.org/10.1093/bja/aei002>.

Marhofer, P., et al. 2010a. "Fifteen Years of Ultrasound Guidance in Regional Anaesthesia: Part 1." *Br J Anaesth* 104, no. 5 (May): 538-46. <http://dx.doi.org/10.1093/bja/aeq069>.

---. 2010b. "Fifteen Years of Ultrasound Guidance in Regional Anaesthesia: Part 2-Recent Developments in Block Techniques." *Br J Anaesth* 104, no. 6 (Jun): 673-83. <http://dx.doi.org/10.1093/bja/aeq086>.

---. 1998. "Ultrasonographic Guidance Reduces the Amount of Local Anesthetic for 3-in-1 Blocks." *Reg Anesth Pain Med* 23, no. 6 (1998 Nov-Dec): 584-8.

Meier, Gisela, and Georg Feigl. 2013. "Atlas Der Peripheren Regionalanästhesie Anatomie - Anästhesie - Schmerztherapie." [s.n.], Thieme Verlag Stuttgart, ISBN-13: 978-3131362537

Mesurole, B., et al. 2007. "Tissue Harmonic Imaging, Frequency Compound Imaging, and Conventional Imaging: Use and Benefit in Breast Sonography." *J Ultrasound Med* 26, no. 8 (Aug): 1041-51.

Moore, D. C. 1997. "'No Paresthesias-No Anesthesia,' The Nerve Stimulator or Neither?" *Reg Anesth* 22, no. 4 (1997 Jul-Aug): 388-90.

Munirama, S., et al. 2013. "Images in Anesthesiology: Shear Wave Elastography: Novel Technology for Ultrasound-Guided Regional Anesthesia." *Anesthesiology* 119, no. 3 (Sep): 698.

Nakagawa, K., et al. 2015. "Objective and Subjective Comparison of the Visibility of Three Echogenic Needles and a Nonechogenic Needle on

Older Ultrasound Devices." *Acta Anaesthesiol Taiwan* 53, no. 1 (Mar): 1-6. <http://dx.doi.org/10.1016/j.aat.2014.11.004>.

Neal, J. M., et al. 2010. "The Asra Evidence-Based Medicine Assessment of Ultrasound-Guided Regional Anesthesia and Pain Medicine: Executive Summary." *Reg Anesth Pain Med* 35, no. 2 Suppl (2010 Mar-Apr): S1-9. <http://dx.doi.org/10.1097/AAP.0b013e3181d22fe0>.

Neal, J. M., and D. J. Wedel. 2010. "Ultrasound Guidance and Peripheral Nerve Injury: Is Our Vision as Sharp as We Think It Is?" *Reg Anesth Pain Med* 35, no. 4 (2010 Jul-Aug): 335-7. <http://dx.doi.org/10.1097/AAP.0b013e3181e8a3bb>.

Nichols, K., et al. 2003. "Changes in Ultrasonographic Echogenicity and Visibility of Needles with Changes in Angles of Insonation." *J Vasc Interv Radiol* 14, no. 12 (Dec): 1553-7.

Nowakowski, P., et al. 2013. "The Substantial Impact of Ultrasound-Guided Regional Anaesthesia on the Clinical Practice of Peripheral Nerve Blocks." *Anaesthesiol Intensive Ther* 45, no. 4 (2013 Oct-Dec): 223-9. <http://dx.doi.org/10.5603/AIT.2013.0043>.

Oktar, S. O., et al. 2003. "Comparison of Conventional Sonography, Real-Time Compound Sonography, Tissue Harmonic Sonography, and Tissue Harmonic Compound Sonography of Abdominal and Pelvic Lesions." *AJR Am J Roentgenol* 181, no. 5 (Nov): 1341-7. <http://dx.doi.org/10.2214/ajr.181.5.1811341>.

Plunkett, A. R., et al. 2006. "Supraclavicular Continuous Peripheral Nerve Block in a Wounded Soldier: When Ultrasound Is the Only Option." *Br*

J Anaesth 97, no. 5 (Nov): 715-7.
<http://dx.doi.org/10.1093/bja/ael218>.

Prabhakar, C., V. Uppal, and R. V. Sondekoppam. 2018. "Effect of Beam Steering on Echogenic and Nonechogenic Needle Visibility at 40°, 50°, and 60° Needle Insertion Angles." *Anesth Analg* 126, no. 6 (06): 1926-1929. <http://dx.doi.org/10.1213/ANE.0000000000002618>.

Rahimzadeh, P., and S. H. Faiz. 2013. "Ultrasound a New Paradigm in Regional Anesthesia and Pain Management." *Anesth Pain Med* 3, no. 2 (Sep): 228-9. <http://dx.doi.org/10.5812/aapm.13363>.

Reusz, G., et al. 2014. "Needle-Related Ultrasound Artifacts and Their Importance in Anaesthetic Practice." *Br J Anaesth* (Feb). <http://dx.doi.org/10.1093/bja/aet585>.

Riazi, S., et al. 2008. "Effect of Local Anaesthetic Volume (20 Vs 5 Ml) on the Efficacy and Respiratory Consequences of Ultrasound-Guided Interscalene Brachial Plexus Block." *Br J Anaesth* 101, no. 4 (Oct): 549-56. <http://dx.doi.org/10.1093/bja/aen229>.

Richman, J. M., et al. 2006. "Does Continuous Peripheral Nerve Block Provide Superior Pain Control to Opioids? A Meta-Analysis." *Anesth Analg* 102, no. 1 (Jan): 248-57. <http://dx.doi.org/10.1213/01.ANE.0000181289.09675.7D>.

Rosenberg, A. D., et al. 2012. "Three Partial-Task Simulators for Teaching Ultrasound-Guided Regional Anesthesia." *Reg Anesth Pain Med* 37, no. 1 (2012 Jan-Feb): 106-10. <http://dx.doi.org/10.1097/AAP.0b013e31823699ab>.

- Saleh, A., et al. 2001. "[Real-Time Compound Imaging: Improved Visibility of Puncture Needles and Localization Wires as Compared to Single-Line Ultrasonography]." *Rofo* 173, no. 4 (Apr): 368-72. <http://dx.doi.org/10.1055/s-2001-12467>.
- Saranteas, T. 2009. "Limitations in Ultrasound Imaging Techniques in Anesthesia: Obesity and Muscle Atrophy?" *Anesth Analg* 109, no. 3 (Sep): 993-4. <http://dx.doi.org/10.1213/ane.0b013e3181ae09a4>.
- Saranteas, T., et al. 2008. "Limitations and Technical Considerations of Ultrasound-Guided Peripheral Nerve Blocks: Edema and Subcutaneous Air." *Reg Anesth Pain Med* 33, no. 4 (2008 Jul-Aug): 353-6. <http://dx.doi.org/10.1016/j.rapm.2007.12.013>.
- Schafhalter-Zoppoth, I., C. E. McCulloch, and A. T. Gray. 2004. "Ultrasound Visibility of Needles Used for Regional Nerve Block: An in Vitro Study." *Reg Anesth Pain Med* 29, no. 5 (2004 Sep-Oct): 480-8.
- Schmidt, Günter, Dirk Becker, and Barbara Beuscher-Willems. 2008. "Kursbuch Ultraschall Nach Den Richtlinien Der Degum Und Der Kbv ; 48 Tabellen." Thieme Verlag Stuttgart, ISBN-13: 9783131191052.
- Schnabel, A., et al. 2012. "Ultrasound Guidance for Neuraxial Analgesia and Anesthesia in Obstetrics: A Quantitative Systematic Review." *Ultraschall Med* 33, no. 7 (Dec): E132-7. <http://dx.doi.org/10.1055/s-0029-1245724>.

- Scholten, H. J., et al. 2017. "Improving Needle Tip Identification During Ultrasound-Guided Procedures in Anaesthetic Practice." *Anaesthesia* 72, no. 7 (Jul): 889-904. <http://dx.doi.org/10.1111/anae.13921>.
- Sites, B. D., et al. 2010a. "Artifacts and Pitfall Errors Associated with Ultrasound-Guided Regional Anesthesia: Part II: A Pictorial Approach to Understanding and Avoidance." *Reg Anesth Pain Med* 35, no. 2 Suppl (2010 Mar-Apr): S81-92. <http://dx.doi.org/10.1097/AAP.0b013e3181d3535a>.
- . 2010b. "The American Society of Regional Anesthesia and Pain Medicine and the European Society of Regional Anaesthesia and Pain Therapy Joint Committee Recommendations for Education and Training in Ultrasound-Guided Regional Anesthesia." *Reg Anesth Pain Med* 35, no. 2 Suppl (2010 Mar-Apr): S74-80. <http://dx.doi.org/10.1097/AAP.0b013e3181d34ff5>.
- . 2004. "The Learning Curve Associated with a Simulated Ultrasound-Guided Interventional Task by Inexperienced Anesthesia Residents." In *Reg Anesth Pain Med*, vol 29, 544-8. United States.
- . 2007. "Characterizing Novice Behavior Associated with Learning Ultrasound-Guided Peripheral Regional Anesthesia." In *Reg Anesth Pain Med*, vol 32, 107-15. United States.
- Speer, M., N. McLennan, and C. Nixon. 2013. "Novice Learner in-Plane Ultrasound Imaging: Which Visualization Technique?" *Reg Anesth Pain Med* 38, no. 4 (2013 Jul-Aug): 350-2. <http://dx.doi.org/10.1097/AAP.0b013e3182926d6b>.

Steinfeldt, T., et al. 2013. *Handlungsempfehlung: Nervenlokalisation in Der Peripheren Regionalanästhesie*. Vol. 54:662-666. Anästhesiologie & Intensivmedizin: Aktiv Druck; Verlag GmbH.

Steinfeldt, T., et al. 2015. *S1-Leitlinie: Handlungsempfehlung Zur Nervenlokalisation Für Periphere Regionalanästhesieverfahren*. AWMF.

Sviggum, H. P., et al. 2013. "Needle Echogenicity in Sonographically Guided Regional Anesthesia: Blinded Comparison of 4 Enhanced Needles and Validation of Visual Criteria for Evaluation." *J Ultrasound Med* 32, no. 1 (Jan): 143-8.

Ting, P. L., and V. Sivagnanaratnam. 1989. "Ultrasonographic Study of the Spread of Local Anaesthetic During Axillary Brachial Plexus Block." *Br J Anaesth* 63, no. 3 (Sep): 326-9.

Tran, de QH, et al. 2008. "Ultrasonography and Stimulating Perineural Catheters for Nerve Blocks: A Review of the Evidence." *Can J Anaesth* 55, no. 7 (Jul): 447-57.

Tranquart, F., et al. 1999. "Clinical Use of Ultrasound Tissue Harmonic Imaging." *Ultrasound Med Biol* 25, no. 6 (Jul): 889-94.

Umbarje, K., et al. 2013. "Out-of-Plane Brachial Plexus Block with a Novel Sonixgps(Tm) Needle Tracking System." *Anaesthesia* 68, no. 4 (Apr): 433-4. <http://dx.doi.org/10.1111/anae.12213>.

Uppal, V., R. V. Sondekoppam, and S. Ganapathy. 2014. "Effect of Beam Steering on the Visibility of Echogenic and Non-Echogenic Needles: A

Laboratory Study." *Can J Anaesth* 61, no. 10 (Oct): 909-15.
<http://dx.doi.org/10.1007/s12630-014-0207-9>.

Van Aken, Hugo, and Hans Christoph Niesel. 2010. *Lokalanästhesie, Regionalanästhesie, Regionale Schmerztherapie : 117 Tabellen*. 3., vollständig überarb. und erw. Aufl.. ed. , Thieme Verlag Stuttgart, ISBN-13: 978-3137954033.

van Geffen, G. J., et al. 2008. "A Needle Guidance Device Compared to Free Hand Technique in an Ultrasound-Guided Interventional Task Using a Phantom." *Anaesthesia* 63, no. 9 (Sep): 986-90.
<http://dx.doi.org/10.1111/j.1365-2044.2008.05524.x>.

Vassiliou, T., et al. 2012. "Dual Guidance Improves Needle Tip Placement for Peripheral Nerve Blocks in a Porcine Model." *Acta Anaesthesiol Scand* 56, no. 9 (Oct): 1156-62. <http://dx.doi.org/10.1111/j.1399-6576.2012.02740.x>.

Wadhwa, A., et al. 2011. "Ultrasound Guidance for Deep Peripheral Nerve Blocks: A Brief Review." *Anesthesiol Res Pract* 2011: 262070.
<http://dx.doi.org/10.1155/2011/262070>.

Walker, K. J., et al. 2009. "Ultrasound Guidance for Peripheral Nerve Blockade." *Cochrane Database Syst Rev*, no. 4: CD006459.
<http://dx.doi.org/10.1002/14651858.CD006459.pub2>.

Wiesmann, T., et al. 2012. "Needle Visibility in Different Tissue Models for Ultrasound-Guided Regional Anaesthesia." *Acta Anaesthesiol Scand* 56, no. 9 (Oct): 1152-5. <http://dx.doi.org/10.1111/j.1399-6576.2012.02758.x>.

- . 2014a. "Minimal Current Intensity to Elicit an Evoked Motor Response Cannot Discern between Needle-Nerve Contact and Intraneural Needle Insertion." *Anesth Analg* 118, no. 3 (Mar): 681-6. <http://dx.doi.org/10.1213/ANE.0b013e3182a94454>.
- . 2014b. "[Seeing More : Technical Innovations in Regional Anesthesia]." *Anaesthesist* 63, no. 11 (Nov): 875-82. <http://dx.doi.org/10.1007/s00101-014-2381-0>.
- Williams, S. R., et al. 2003. "Ultrasound Guidance Speeds Execution and Improves the Quality of Supraclavicular Block." *Anesth Analg* 97, no. 5 (Nov): 1518-23.
- Wong, S. W., et al. 2013. "Real-Time Ultrasound-Guided Spinal Anesthesia Using the Sonixgps® Needle Tracking System: A Case Report." *Can J Anaesth* 60, no. 1 (Jan): 50-3. <http://dx.doi.org/10.1007/s12630-012-9809-2>.
- Xu, D., S. Abbas, and V. W. Chan. 2005. "Ultrasound Phantom for Hands-on Practice." *Reg Anesth Pain Med* 30, no. 6 (2005 Nov-Dec): 593-4. <http://dx.doi.org/10.1016/j.rapm.2005.08.007>.
- Yen, C. L., C. M. Jeng, and S. S. Yang. 2008. "The Benefits of Comparing Conventional Sonography, Real-Time Spatial Compound Sonography, Tissue Harmonic Sonography, and Tissue Harmonic Compound Sonography of Hepatic Lesions." *Clin Imaging* 32, no. 1 (2008 Jan-Feb): 11-5. <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinimag.2007.07.002>.

8. Verzeichnis der akademischen Lehrer

Meine akademischen Lehrenden waren in Marburg: Barth, Bartsch, Basler, Baum, Becker, Bien, Bösner, Brehm, Cetin, Czubayko, Daut, Del Rey, Dinges, Donner-Banzhoff, Eberhart, Ellenrieder, Fendrich, Feuser, Frangen, Fuchs-Winkelmann, Görg, Gress, Hegele, Henke, Hertl, Hofmann, Hoyer, Jerrentrup, Kann, Kircher, Koolmann, Klose, König, Kühne, Kühnert, Lill, Lohoff, Löffler, Maier, Maisch, Moll, Moosdorf, Mutters, Mueller, Neubauer, Neumüller, Nimsky, Oliver, Opitz, Örtel, Pagenstecher, Plant, Renz, Richter, Riera-Knorrenschild, Röhm, Ruchholtz, Schäfer, Schmidt, Schmitt, Seifart, Seitz, Seitz, Sekundo, Sesterhenn, Sevinc, Steinfeldt, Steiniger, Vogelmeier, Vogt, Wagner, Weihe, Werner, Westermann, Wrocklage, Wulf

9. Danksagung

Mein ganz besonderer Dank gilt meinem Doktorvater und Betreuer, Thomas Wiesmann, der mir meinen ersten Einblick in die Welt der Wissenschaft ermöglichte und diese Arbeit mit schier unendlicher Geduld sowie immer neuem Ansporn begleitet hat.

Herrn Prof. Dr. Weihe gilt mein Dank für die Bereitstellung der Leichen und die Möglichkeit der Nutzung der Räumlichkeiten des Instituts für Anatomie der Philipps Universität Marburg.

An Herrn Jens Cordes, dem Prosektor des Instituts für Anatomie, geht mein Dank für die praktische Unterstützung bei der Arbeit in der Anatomie.

Frau Christine Ehrhardt bei der Firma Pajunk möchte ich für die Bereitstellung der Fotografien von Regionalanästhesienadeln danken.

Meinen Eltern möchte ich für die fortwährende Motivation im Rahmen des Entstehungsprozesses dieser Arbeit danken.